
**Abteilung für Neuropädiatrie, Entwicklungsneurologie und Sozialpädiatrie
der Kinderklinik und Kinderpoliklinik im
Dr. von Haunerschen Kinderspital**

Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. Dr. h. c. D. Reinhardt

**»EFFEKTIVITÄT UND SICHERHEIT DER ROBOTER-
GESTÜTZTEN GANGORTHESE LOKOMAT® BEI KINDERN
UND JUGENDLICHEN MIT ZENTRALEN
GANGSTÖRUNGEN«**

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Anita Kumar

aus
Filderstadt

Jahr
2009

Rückseite des Innentitelblattes der Dissertation

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Florian Heinen

Mitberichterstatter: Priv. Doz. Dr. Johanna Anneser

Mitbetreuung durch den promovierten Mitarbeiter: Dr. med. Ingo Borggräfe

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. M. Reiser , FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 12.02.2009

INHALTSVERZEICHNIS

<u>ZUSAMMENFASSUNG.....</u>	<u>5</u>
<u>1 EINLEITUNG</u>	<u>6</u>
1.1 CEREBRALPARESE	7
1.1.1 DEFINITION DER CEREBRALPARESE.....	7
1.1.2 EPIDEMIOLOGIE.....	8
1.1.3 ÄTIOLOGIE	8
1.1.3.1 Entstehung einer CP: Anatomischer Hintergrund.....	9
1.1.3.2 Frühgeburt/ niedriges Geburtsgewicht und CP	10
1.1.3.3 Reifgeburt.....	11
1.1.4 KLINIK.....	12
1.1.5 KOMPLIKATIONEN UND PROGNOSE DER MOTORISCHEN ENTWICKLUNG	13
1.2 BISHERIGE THERAPIEOPTIONEN	14
1.2.1 PHYSIOTHERAPIE.....	14
1.2.2 HILFSMITTEL UND ORTHESEN.....	15
1.2.3 MEDIKAMENTÖSE THERAPIE	15
1.2.4 OPERATIVE THERAPIE.....	16
1.2.5 LAUFBANDTRAINING.....	17
1.3 PHYSIOLOGIE UND PATHOPHYSIOLOGIE DES GEHENS.....	17
1.3.1 ENTSTEHEN VON BEWEGUNG	17
1.3.2 NEUROPHYSIOLOGIE DES GEHENS	18
1.3.3 DER SPASTISCHE MUSKEL.....	19
1.3.4 HYPOTHESE AUTONOMER LOKOMOTIONSZENTREN	21
1.4 MANUELLES LAUFBANDTRAINING	22
1.5 ROBOTER ASSISTIERTES LAUFBANDTRAINING.....	23
<u>2 MATERIAL UND METHODEN</u>	<u>23</u>
2.1 PATIENTENKOLLEKTIV	23
2.2 DAS TRAINING.....	26
2.3 DER LOKOMAT®	26
ENTLASTUNGSGURT	29
FUßHEBER-GURT	30
2.4 EVALUATION DER MOTORISCHEN FUNKTION	31
2.4.1 GMFM (GROSS MOTOR FUNCTION MEASURE).....	31
2.4.2 GMFCS (GROSS MOTOR FUNCTION CLASSIFICATION SYSTEM).....	33
2.4.3 10-METER GEHTEST.....	36
2.4.4 6-MINUTEN GEHTEST.....	37
2.4.5 FRAGEBOGEN	37
2.5 STATISTIK.....	39
<u>3 ERGEBNISSE</u>	<u>39</u>
3.1 SICHERHEIT	39
3.2 LAUFDISTANZ UND TRAININGSZEIT	40
3.3 AUSWERTUNG DER GMFM.....	41
3.4 10-METER GEHTEST (GESCHWINDIGKEIT).....	43
3.5 6-MINUTEN GEHTEST (AUSDAUER).....	44
3.6 REDUKTION DER FÜHRUNGSKRAFT	45
3.7 FRAGEBOGEN.....	46

4	<u>DISKUSSION.....</u>	48
4.1	EVALUATION.....	48
4.1.1	PROBETRAINING.....	48
4.1.2	LAUFDISTANZ UND TRAININGSZEIT.....	49
4.1.3	GMFM.....	49
4.1.4	10-METER GEHTEST.....	50
4.1.5	6-MINUTEN GEHTEST.....	51
4.1.6	FRAGEBOGEN.....	51
4.2	KÖRPERLICHE BEANSPRUCHUNG.....	52
4.3	SPINALE MODULIERBARKEIT VS EIGENANTRIEB.....	53
4.4	ROBOTER-GESTÜTZTE VS KONVENTIONELLE LAUFBANDTHERAPIE.....	54
4.5	ROBOTERGESTÜTZTE LAUFBANDTHERAPIE NACH OPERATIVEM EINGRIFF.....	55
4.6	MOTIVATION UND BIOFEEDBACK.....	56
4.7	SCHLUSSWORT.....	57
5	<u>LITERATUR.....</u>	58
6	<u>DANKSAGUNG.....</u>	63

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

CP	=	Cerebralparese
GMFM	=	Gross Motor Function Measure
GMFCS	=	Gross Motor Function Classification System
CPG	=	Central Pattern Generators
ZNS	=	zentrales Nervensystem
SD	=	Standardabweichung
GABA	=	G amma a minobuttersäure (-acid)
BWSTT	=	Body weight supported treadmill training
10 MWT	=	10 Meter Gehtest
6 MWT	=	6 Minuten Gehtest

Zusammenfassung

Hintergrund:

Ziel der Studie war die Anwendbarkeit und Sicherheit einer robotergestützten Laufbandtherapie für Kinder mit zentralen Gangstörungen ab einem Alter von 4 Jahren im ambulanten Rahmen zu untersuchen und erste Ergebnisse über einen Therapieerfolg und Therapiesicherheit zu erlangen.

Patienten und Methoden:

24 Patienten zwischen 4 und 21 Jahren mit zentralen Gangstörungen wurden im Rahmen einer klinischen Studie im Prä/Post-Design rekrutiert.

Ergebnisse:

23 von 24 Patienten beendeten das Training. Es konnten signifikante Verbesserungen von Geschwindigkeit und Ausdauer sowie den motorischen Funktionsbereichen „Stehen“ und „Gehen“ erreicht werden. Ein Therapieabbruch erfolgte aufgrund einer Patellarsehnenreizung

Schlussfolgerungen:

Die Roboter-gestützte Laufbandtherapie ist bei Kindern mit zentralen Gangstörungen ab einem Alter von 4 Jahren gut durchführbar. Es zeigen sich signifikante Verbesserungen von Geschwindigkeit und Ausdauer des Gehens und damit scheint ein neuer, viel versprechender Therapieansatz zum Erwerb motorischer Fähigkeiten gefunden zu sein. Es traten keine gravierenden unerwünschten Wirkungen auf jedoch sind in Zukunft randomisierte, kontrollierte Studien nötig, um die Effektivität dieser Therapieform eindeutig mit den konventionellen Therapien vergleichen zu können.

1 Einleitung

Die Cerebralparese (CP) ist die häufigste Bewegungsstörung im Kindesalter. Sie entsteht durch eine Schädigung des unreifen, sich noch entwickelnden Gehirns. Besonders häufig betroffen sind ehemalige Frühgeborene. Die durch die Schädigung verursachten Entwicklungsrückstände können im Vergleich zu gesunden Kindern nicht aufgeholt werden, Zeit ihres Lebens benötigen Kinder mit CP Unterstützung in vielen Bereichen des täglichen Lebens. Ein besonders häufig betroffener Bereich ist die Motorik und damit auch das Gangbild. Eine messbare Verbesserung der motorischen Fähigkeiten zu erzielen, war das Ziel unserer Studie. Bereits kleine Beispiele verdeutlichen, wie wichtig in unserer Gesellschaft eine funktionierende Motorik ist bzw. wie motorische Fähigkeiten zu einer Grundvoraussetzung für Eigenständigkeit werden. Im Straßenverkehr wird eine bestimmte Geschwindigkeit benötigt, um sicher und selbstständig eine Straße überqueren zu können, die Richtlinien für Verkehrsampeln nehmen 1,2 m/s als Durchschnittsgeschwindigkeit für Fußgänger an [1]. Patienten mit motorischen Funktionsdefiziten können diese Geschwindigkeit meist nicht erreichen oder aufgrund erschwelter Koordination nicht halten, so dass es ihnen nicht gelingt, eine Straße innerhalb der Grünphase zu überqueren und sie sich damit in Gefahr bringen. Kleine Treppen und Stufen können zu unüberwindbaren Hindernissen werden. In diesen entscheidenden Einschränkungen des täglichen Lebens soll durch die Roboter-gestützte Laufbandtherapie mit der automatisierten Gangorthese Lokomat[®] eine messbare Verbesserung erreicht werden. Der Lokomat[®] ist eine in Zusammenarbeit der Schweizer Firma HOCOMA mit dem Paraplegikerzentrum der neurologischen Universitätsklinik Balgrist entwickelte automatisierte Gangorthese [2]. Das Kinder-Modul des Lokomat[®] ist speziell für Kinder entwickelt worden und ermöglicht, ebenso wie die Version für Erwachsene, das Gangtraining vollständig zu automatisieren und somit die Therapeuten vom manuellen Laufbandtraining zu entlasten. Dadurch lässt die Roboter-gestützte Laufbandtherapie längere und intensivere Trainingphasen zu als das konventionelle Laufbandtraining bei einem annähernd physiologischen Gangbild. Basierend auf dem Konzept des aufgabenspezifischen Lernens geht man davon aus, dass auch Patienten mit neurologischen Defiziten Aufgaben des täglichen Lebens durch zahlreiche Wiederholungen (wieder-) erlernen und verbessern können, wir wollen also ganz gezielt „gehen“ mit einem Gang-Trainer trainieren [3].

1.1 Cerebralparese

Die Cerebralparese ist die häufigste Bewegungsstörung des Kindesalters und eine der häufigsten Diagnosen in der Neuropädiatrie. Sie entsteht infolge einer Läsion während der Prä-, Peri- oder Postnatalzeit und manifestiert sich im Laufe der ersten Lebensmonate, manchmal auch Jahre, mit charakteristischen Symptomen. Die häufigste Form ist die spastische CP. Die Patienten leiden neben oft zahlreichen zusätzlichen Beeinträchtigungen immer unter zum Teil massiven motorischen Funktionsdefiziten, die ihnen ein selbstständiges Bewegen erschweren.

1.1.1 Definition der Cerebralparese

Die exakte Definition der Cerebralparese ist ein Streitpunkt, der seit 150 Jahren Gegenstand zahlreicher Veröffentlichungen und Expertentreffen ist. Zuerst beschrieben von Little im Jahre 1861 [4] (und ursprünglich Cerebrallähmung genannt) ist es seitdem ein Thema, das die bedeutendsten Köpfe der medizinischen Geschichte beschäftigt hat. Die am häufigsten zitierte Definition geht auf eine Veröffentlichung von Bax et al. aus dem Jahre 1964 zurück, die CP als eine „Fehlsteuerung von Haltung und Bewegung infolge einer Fehlbildung oder Schädigung des unreifen Gehirns“ definiert.

„a disorder of movement and posture due to a defect or lesion of the immature brain“

In der Februar 2007 Ausgabe der „Developmental Medicine & Child Neurology“ ist nun die aktuellste Version einer Definition veröffentlicht worden, die das Ergebnis eines Expertentreffens im April 2006 ist.

Cerebral palsy describes a group of permanent disorders of the development of movement and posture, causing activity limitation, that are attributed to non-progressive disturbances that occurred in the developing fetal or infant brain. The motor disorders of cerebral palsy are often accompanied by disturbances of sensation, perception, cognition, communication, and behaviour, by epilepsy, and by secondary musculoskeletal problems [4]

Deutsche Übersetzung

Die Cerebralparese beschreibt eine Gruppe von bleibenden Funktionsstörungen in der Entwicklung von Bewegung und Haltung, die eine Begrenzung der Aktivität verursachen, die auf eine nicht-progressive Störung zurückzuführen sind, die im sich entwickelnden fetalen oder kindlichen Gehirn aufgetreten ist. Die motorische Funktionsstörung der Cerebralparese ist oft begleitet von Störungen der Sensibilität, der Wahrnehmung, der Kognition und Kommunikation ebenso wie des Verhaltens, sowie von Epilepsie und sekundären muskuloskeletalen Problemen.

Die Teilnehmer des Expertentreffens betonen, dass CP keine ätiologische Diagnose ist, sondern lediglich die Beschreibung eines klinischen Bildes.

1.1.2 Epidemiologie

Lange war die Inzidenz der CP konstant bei 1,5 – 2,5 : 1000 [5]. Heute allerdings gibt es neue Untersuchungen, die zumindest für die letzten 10 Jahre eine Veränderung beschreiben. Dies ist damit zu erklären, dass sich die neurologische Prognose bestimmter Gruppen von Frühgeborenen aufgrund der erheblichen Fortschritte in der Neugeborenenintensivmedizin (zum Beispiel der Einführung von Surfactant bei beatmeten Frühgeborenen) in den letzten Jahrzehnten stark verbessert hat. Zwar überleben heutzutage auch immer kleinere und unreifere Frühgeborene, die damit als Hochrisikopatienten gelten können, aber die Tendenz zu dem sehr schweren Krankheitsbild mit einer GMFCS-Stufe V sinkt [6]. Besonders in der Gruppe der Frühgeburten mit einem Geburtsgewicht von 1000 – 1499g konnte eine Senkung von 20 auf 5 % nachgewiesen werden [7].

1.1.3 Ätiologie

Die CP ist eine nicht progressive Erkrankung der Entwicklung von Bewegung und Haltung und wird verursacht durch eine Schädigung des unreifen, sich noch entwickelnden Gehirns. Letzteres grenzt sie von Bewegungsstörungen des Erwachsenenalters ab.

Die CP ist kein einheitliches Krankheitsbild, sondern kann in den verschiedensten Variationen auftreten. Neben der motorischen Beeinträchtigung sind meist Kommunikation, Kognition und Perzeption in unterschiedlichem Ausmaß betroffen [8]. Am häufigsten sind ehemalige Frühgeborene (FG) betroffen. Die Entstehung der CP sowie die aus der Schädigung resultierende Klinik ist bei Frühgeborenen meist eine andere als bei Reifgeborenen:

Bei Frühgeborenen steht eher eine Hypoxie als auslösendes Agens im Vordergrund und damit die Schädigung der periventrikuläre Region, die in einem bestimmten Entwicklungszeitraum eine besondere Anfälligkeit gegenüber Hypoxie aufzuweisen scheint. Folge ist eine klinisch bilaterale Beteiligung. Bei Reifgeborenen sind eher umschriebene Infarkte als Ursache zu sehen und damit die Versorgung der Endstromgebiete mit einer unilateralen Ausprägung.

1.1.3.1. Entstehung einer CP: Anatomischer Hintergrund

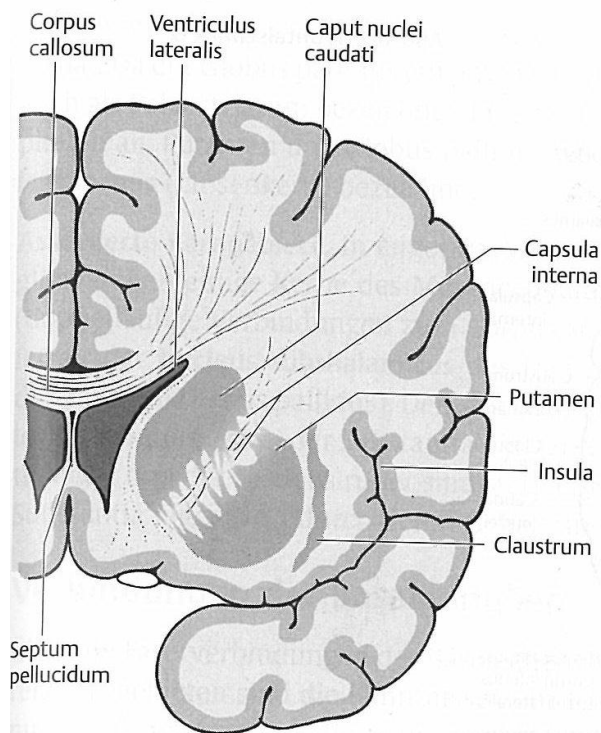


Abb.-1

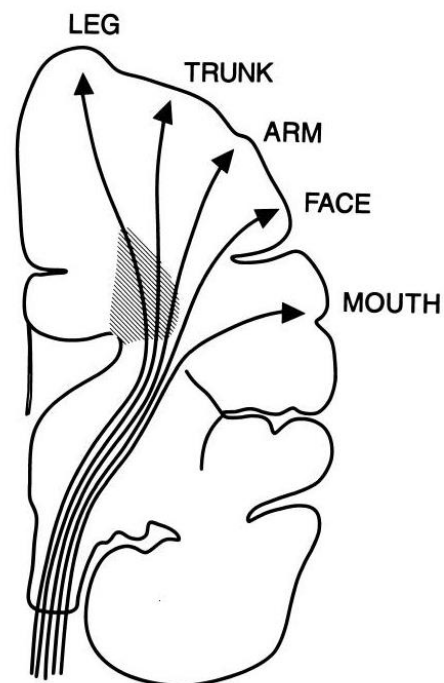


Abb.-2

Schematische Darstellung der zerebralen Topographie. In Abb.-2 entspricht das markierte Areal der Schädigung durch einen periventrikulären hämorrhagischen Infarkt im Bereich der absteigenden cortikospinalen Bahn. Die Lage der Schädigung ist für die nachfolgende klinische Ausprägung der Spastizität verantwortlich mit einer ausgeprägten Beteiligung der unteren, sowie teilweise der oberen Extremität [9].

Die Capsula interna ist eine klinisch sehr wichtige Struktur, die den Kortex mit subkortikalen Zentren verbindet. Am bedeutendsten ist die somatotopische Gliederung für die aus dem Motokortex absteigenden Bahnen, die so angeordnet sind, dass die kortikunukleären Fasern (die an den motorischen Hirnnervenkernen enden) im Genu, die kortikospinalen in somatotopischer Abfolge von vorne nach hinten (obere Extremität, Rumpf, untere Extremität) im Crus posterior absteigen. Bahnen des Thalamus, sowie Anteile der Hör- und Sehbahn verlaufen ebenfalls in der Capsula interna. Aufgrund ihrer Nähe zu den Ventrikeln und der anatomischen Lage der versorgenden Gefäße, ist sie besonders häufig von Blutdruckschwankungen oder Durchblutungsstörungen betroffen. Eine Einblutung in die

Capsula interna hat je nachdem, wo sie erfolgt einen Funktionsverlust der Fasern zur Folge die in diesem Gebiet verlaufen. Meist sind davon kortikonukleäre und kortiko- spinale Bahnen betroffen, die zu einer Lähmung führen. Läsionen des 1. motorischen Neurons in Gehirn oder Rückenmark führen zu spastischen Paresen [10].

1.1.3.2. Frühgeburt/ niedriges Geburtsgewicht und CP

Die Prävalenz der CP steigt deutlich mit sinkendem Geburtsgewicht. Liegt sie bei einem Geburtsgewicht > 2500 g noch bei 1 : 1000, sind es bereits 20-80 : 1000 bei einem Geburtsgewicht < 1500 g [7]. Bei zu früh geborenen Kindern führen vor allem prä –, peri – und postnatale Störungen (Hypoxien, Blutungen, Infektionen, Blutdruckschwankungen) zu einer Schädigung verschiedener intrazerebraler Strukturen. Besonders betroffen ist die periventrikuläre Region, also Läsionen der weißen Substanz, die bis zur 33. Gestationswoche besonders sensibel auf oben erwähnte Noxen reagiert. Die Schädigungen führen zu einer lokalen Defektbildung, was sich in Narben oder Zysten (*Leukomalazie*) zeigen kann (siehe Abb.3.Geminus II). Mitverantwortlich hierfür ist die leicht störbare Autoregulation der zerebralen Gefäße beim Frühgeborenen [11]. Leichte *Leukomalazien* zeigen sich klinisch zuerst beinbetont, größere Schädigungsgebiete schließen die Armfunktion mit ein und massive Läsionen imponieren mit zusätzlicher fazialer Beteiligung [10]. Der Funktionsverlust lässt sich aus der anatomischen Nähe des periventrikulären Gebiets zu *Capsula interna* und anderen *Projektionsfasern* (Verbindungen zwischen Kortex und subkortikalen Gehirnstrukturen) (siehe Abb.-2) erklären [12].

Zwillingsgeburt in der 32 SSW :

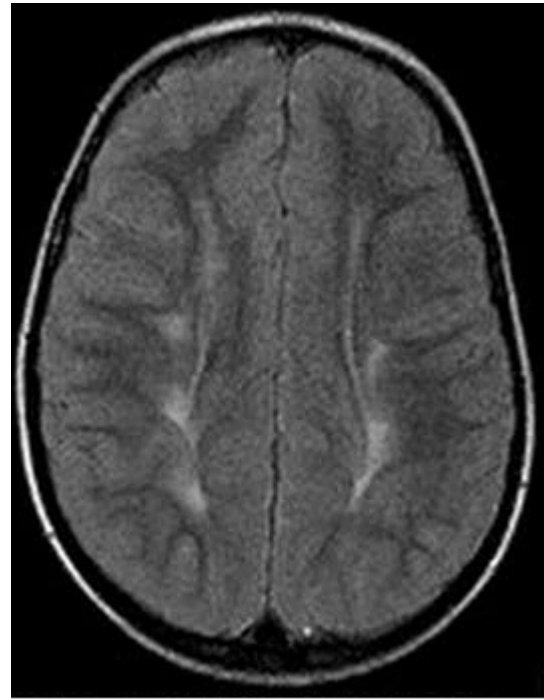
Geminus I, 5 Jahre

GMFCS I



Geminus II, 5 Jahre

GMFCS III



Die Zwillinge unterscheiden sich deutlich in der klinischen Ausprägung ihrer CP. Geminus I mit milder periventrikulärer Leukomalazie erreicht motorisch einen GMFCS von I, während Geminus II bei deutlich schwererer PVL einen GMFCS von III erreicht. Auch die kognitiven Einschränkungen von Geminus II sind stärker ausgeprägt.

Abb.-3

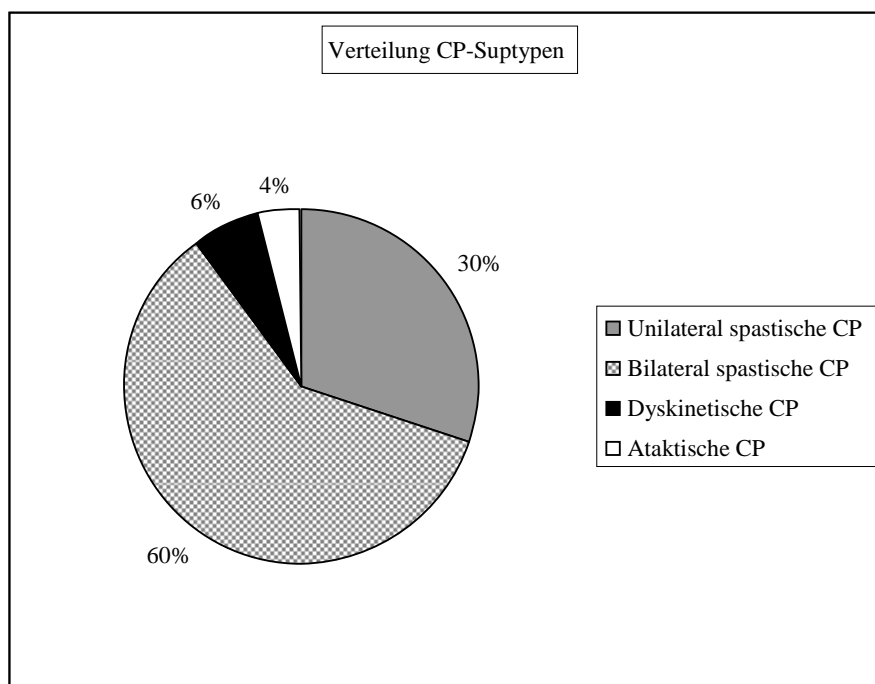
1.1.3.3. Reifgeburt

Bei einem reif geborenen Kind ist eher die graue Substanz Prädilektionsort hypoxisch-ischämischer Schädigungen. Verschiedene Entstehungsmuster sind beschrieben. Infarkte der großen Arterien, mit Ischämie im Versorgungsbereich des verschlossenen Gefäßes, können beispielsweise bei einer Thrombophilie auftreten. Besonders betroffen sind hier Marklager und Kortex. Die A.cerebri media, als am häufigsten betroffenes Gefäß, versorgt auch die Capsula interna, sodass eine Ischämie in diesem Bereich zu ähnlichen Symptomen führen kann wie eine *Leukomalazie*. In der klinischen Ausprägung findet sich beim Reifgeborenen oft eine einseitige Betonung der Schädigung, kontralateral zur geschädigten Arterie, vergleichbar dem Apoplex des Erwachsenen, sowie die schwere bilateral-spastische CP (BS-CP) bei peripartaler Asphyxie, oder einer bereits intrauterin stattgefundenen Schädigung bei unauffälligem peri,- und postpartalem Verlauf [11].

1.1.4 Klinik

Das klinische Bild der CP wird einerseits durch den Grad der motorischen Beeinträchtigung sowie andererseits durch das Fehlen oder Vorhandensein weiterer Funktionsstörungen dominiert. Diese sind insbesondere die kognitive Beteiligung sowie Sehstörungen und Epilepsie. Die Gefahr einer Epilepsie ist besonders dann hoch, wenn kortikale oder kortexnahe Strukturen beschädigt sind [11]. Das klinische Spektrum der CP besteht aus folgenden, in ihrer Häufigkeitsverteilung dargestellten Manifestationsformen (Abb.-4):

bilaterale spastische CP [60%], unilaterale spastische CP [30%], dyskinetische CP [6%] und ataktische CP [4%]. Mit 90 % machen somit die spastischen Cerebralpareesen die häufigste klinische Variante aus.



Einteilung der CP- Subtypen laut SCPE working Group [13]

Abb.-4

Durch die Läsion der Pyramidenbahn kommt es zu einer fehlerhaften Regulation spinaler Reflexbögen und zu einer Überaktivität spinaler α - Motoneurone. Folge ist das Bild einer spastischen Parese mit einer:

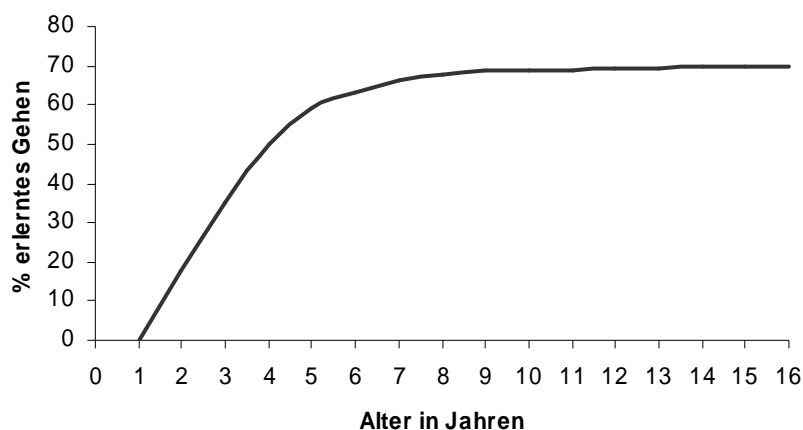
- 1) Fehlinnervation des Muskels (Parese) sowie
- 2) Zunahme des Muskeltonus (Spastizität)

Die klinische Ausprägung dieser Koordinationsstörung ist extrem variabel. Die Einteilung in die Schweregrade I – V (I als freies Gehen mit Einschränkungen, V nur Fortbewegung im Rollstuhl möglich, eingehende Erläuterung siehe 3.4.2) ist mittlerweile international anerkannt und wird altersabhängig nach dem Gross Motor Function Classification System vorgenommen [14].

1.1.5 Komplikationen und Prognose der motorischen Entwicklung

Orientiert man sich an den Meilensteinen der *normalen* motorischen Entwicklung sollte ein Kind mit 18 Monaten ohne fremde Hilfe laufen können [15]. Bei Kindern mit CP besteht von Anfang an ein motorischer Entwicklungsrückstand im Vergleich zu Altersgenossen, der bereits früh Verhalten und Selbstvertrauen der Kinder beeinflusst. Durch die Spastizität bedingte Fehlstellungen führen schnell zu Stigmatisierungen. Fehlhaltungen führen zu unphysiologischen Gelenkbelastungen (häufige Komplikation: Hüftluxation mit zum Teil erheblichen degenerativen Gelenkveränderungen). Daneben bestehen nicht selten ebenfalls durch die Fehlhaltungen bedingt chronische Schmerzsyndrome (Spannungskopfschmerz, Gelenk- und Rückenschmerzen). Fast alle Patienten benötigen lebenslang eine multimodale Therapie und Förderung. Die Integration in die Gesellschaft, vor allem in den Arbeitsmarkt, gestaltet sich trotz des ständigen Abbaus von Hürden für mehrfach behinderte Menschen immer noch als schwierig [16] [17].

Bereits in den frühen fünfziger Jahren konnte gezeigt werden, dass sich das motorische Lernen für Kinder mit CP in einem umschriebenen Zeitfenster vollzieht [18].



Prozentualer Anteil der CP-Patienten die freies Gehen erlernen in Abhängigkeit ihres Alters. Abb.-5

Betrachtet man die motorische Entwicklung von Kindern mit spastischer Cerebralparese, erlernen knapp 70% der untersuchten Kinder das Gehen. (Abb.-5) Wiederum 70% dieser potenziell gehfähigen Kinder erlernen das Gehen in den ersten vier Lebensjahren und 90% nach 6 Jahren. Nur 10 % der Kinder erlernen das Laufen noch nach dem Erreichen des 6. Lebensjahres. Diese Daten zeigen, dass die meisten gehfähigen Kinder mit Cerebralparese (über 90%) das Laufen im Alter zwischen 1 und 6 Jahren erlernt haben. Die bereits in den fünfziger Jahren durchgeführten Studien wurden erst kürzlich durch eine kanadische Studie mit 657 Kindern in ihrer Grundaussage bestätigt und hinsichtlich der verschiedenen

Schweregrade der CP präzisiert [19]. Insgesamt gibt es damit eindeutige Hinweise für ein umschriebenes Zeitfenster motorischen Lernens. Daraus könnte geschlossen werden, dass Kinder mit Cerebralparese in diesem Alter für eine Gangtherapie besonders empfänglich und damit eher in der Lage sind freies Gehen zu erlernen.

1.2 Bisherige Therapieoptionen

Die Cerebralparese ist eine bleibende Erkrankung, die zu Behinderungen führt. Bisher gibt es keine kausale Therapie. Therapieziele sind daher bisher lediglich, Sekundärfolgen abzuschwächen und mögliche Entwicklungsschritte zu fördern. Erstrebenswert ist, insbesondere durch die Heterogenität der Erkrankung, ein multimodaler Ansatz, um das bestmögliche individuell auf die Bedürfnisse des Patienten angepasste Therapiemodell zu finden.

1.2.1 Physiotherapie

Die derzeit häufigste Therapieform ist Physiotherapie nach Bobath oder Vojta. Während bei Bobath die Bewältigung des Alltags im Vordergrund steht, versucht die Therapie nach Vojta eher die Bewegungsstörung durch gezielte Haltungsübungen ursächlich zu beeinflussen. Das Bobath-Konzept beruht auf der Annahme der „Umorganisationsfähigkeit“ des Gehirns, das heißt, dass gesunde Hirnregionen Aufgaben lernen und übernehmen können, um die Leistung einer geschädigten Region zu kompensieren. Man geht davon aus, dass nicht die eigentlichen Kontrollzentren zerstört sind, sondern Verbindungswege unterbrochen wurden, die durch konsequente Förderung und Stimulation des Patienten im Sinne der multimodalen Therapie von Seiten aller betreuenden Personen neu gebahnt werden können. Hauptprinzip des Bobath-Konzepts ist, diejenigen Bewegungen immer wieder in Alltagsbewegungen einzubeziehen und sensorisch zu stimulieren, die dem Patienten besonders schwer fallen. Nicht entwickelte oder verloren gegangene Funktionen sollen durch Vernetzungen mit anderen Hirnbereichen wiedererlangt werden. Ziel der Therapie ist es sensomotorische Funktionen wie das Gehen oder das Anziehen von Kleidungsstücken anzubahnen. Eine Kompensation der nötigen Bewegung wird erst in einem späten Stadium der Rehabilitation in Betracht gezogen, wenn nicht mehr zu erwarten ist, dass die volle Funktion erlangt werden kann. Die Behandlung soll in den täglichen Tagesablauf einbezogen werden. So wird das Waschen und Ankleiden bereits zur Therapie [20]. Physiotherapie nach dem Vojta-Konzept hat zum Ziel, durch regelmäßig provozierte Koordinationskomplexe (Reflexkriechen, Reflexumdrehen) die posturale Ontogenese zu unterstützen bzw. ihre Blockade bei einer bestehenden Hirnläsion zu überwinden [21]. Die auf diese Weise wiederholt ausgelösten Koordinationskomplexe sollen

im zentralen Nervensystem (ZNS) gespeichert werden, um sie bei den alltäglichen willkürlichen und zielgerichteten Bewegungsabläufen zu übernehmen bzw. auf ihnen aufzubauen. Welche Therapie den Kindern am Meisten nützt ist ein stark umstrittenes Thema [22]. Für keine der genannten Therapieformen gibt es randomisierte Kontrollstudien mit einer angemessenen Fallzahl oder gesicherte Evidenz über die postulierten neurophysiologischen Grundlagen. Fest steht, dass Physiotherapie ein wichtiger Bestandteil im Gesamtkonzept der Therapie von CP-Patienten ist, auch wenn es hierzu bislang keine fundierten Studien gibt. Der positive Einfluss auf die Selbstständigkeit der Patienten ist nicht zu leugnen. [23]

1.2.2 Hilfsmittel und Orthesen

Ebenfalls Bestandteil der supportiven Therapie sind Hilfsmittel wie der Rollator, Gehstützen (Drei-, oder Vier-Punkt-Gehstöcke oder Krücken), sowie der „normale“ oder elektrische Rollstuhl. Fast alle Kinder haben orthopädische Schuheinlagen mit speziellen Druckpunkten, die eine Verbesserung der Propriozeption zum Ziel haben und die Stabilität der Kinder verbessern. Bei vielen Kindern sind die eben erwähnten Einlagen in Orthesen integriert, speziell angepasste Fußschienen, vor allem um die CP typische Spitzfußstellung zu vermeiden. Nachtlagerungsschienen und Therapiegipse sind ebenfalls nach wie vor im Einsatz, vor allem in Wachstumsphasen oder im Anschluss an eine therapeutische Intervention wie die Botulinumtoxin-Injektion oder nach chirurgischen Eingriffen [24].

1.2.3 Medikamentöse Therapie

Medikamentös steht in den letzten Jahren vor allem die intramuskuläre Botulinumtoxin-Injektion im Vordergrund, deren Wirksamkeit und Verträglichkeit bereits in mehreren Studien bestätigt wurde [25]. Der Wirkmechanismus von Botulinumtoxin ist eine temporäre chemische Reduzierung der Innervation durch Blockade der Erregungsübertragung an der motorischen Endplatte. Botulinumtoxin hemmt die kalziumabhängige Freisetzung des Botenstoffes Acetylcholin aus der motorischen Endplatte und anderen cholinergen Nervenendigungen (z.B. in Schweiß- oder Speicheldrüsen). Die Signalübertragung vom Nerven zur Muskelzelle ist damit unterbrochen. Darüberhinaus werden auch die γ -Motoneurone gehemmt und damit der für die Spastizität entscheidende Dehnungsreflex. Dieser Effekt kann, je nach Dosis und Lokalisation, 8 -16 Wochen andauern. Die Methode der Wahl ist die sonographisch gesteuerte Injektion. Dabei werden diejenigen Muskeln injiziert in denen der Tonus so hoch ist, dass dem Kind z.B. eigenständiges Laufen nur mehr eingeschränkt möglich ist [26]. Die Sonographie ist schmerzlos, schnell, nichtinvasiv, am Krankenbett verfügbar und zeigt während der Injektion, in welche Struktur Botulinumtoxin

injiziert wird. Mit dieser Methode ist ein neuropädiatrischer Standard gefunden [25]. Um den positiven Effekt zu erhalten, müssen die betroffenen und noch nicht fibrotischen Muskeln in regelmäßigen Abständen injiziert werden. Ziel der Botulinumtoxin-Injektion ist die Senkung des pathologisch gesteigerten Muskeltonus. Oft ist für eine weiterführende Physiotherapie oder den Gebrauch von Gangorthesen eine Botulinumtoxin-Behandlung notwendig. Darüber hinaus kann diese Therapieform Muskelverkürzungen und spastisch bedingte Muskeldeformitäten, die bisher nur operativ korrigiert werden konnten, länger hinauszögern oder in einigen Fällen sogar verhindern [27]. Baclofen ist ein Spasmolytikum, dass als Derivat der γ -Aminobuttersäure als spezifischer Agonist auf die überwiegend spinalen GABA_B Rezeptoren wirkt. Allerdings begrenzen die Nebenwirkungen (Sedierung, Übelkeit, Schwindel, Magen-Darm-Beschwerden, Verwirrtheit) der notwendigerweise hohen oralen Dosis bzw. die aufwändige intrathekale Applikation in der Regel den Einsatz.

1.2.4 Operative Therapie

Bei ausgeprägten Fehlstellungen, die einer physiotherapeutischen oder medikamentösen Therapie nicht mehr zugänglich sind, steht eine umfangreiche Auswahl orthopädischer Operationen von Muskelverlängerungen bis hin zu Umstellungsosteotomien zur Verfügung. Die wesentlichen Operationen, die bei Patienten mit CP durchgeführt werden, sind die folgenden: Bei einer, verhältnismäßig häufigen, Luxation des Hüftgelenks (coxa valga antetorta) muss, nach Versagen konservativer Therapiemethoden wie z.B. Nachtlagerungsschienen, der Hüftkopf operativ wieder in der Pfanne eingerichtet werden. Dies ist durch eine intertrochantere Derotations und Varisationsosteotomie, oft auch einer Beckenosteotomie möglich. Auch die Transposition des M. iliopsoas auf den Trochanter maior kann indiziert sein.[28] Zum tieferen Verständnis der OP-Techniken sei die Lektüre eines chirurgischen Lehrbuches empfohlen (Hüftluxations-OP nach Salter, Chiari und Pemberton) [28]. Bei einer Beugekontraktur des Kniegelenks wird die Verlängerung der ischiokruralen Muskulatur mit oder ohne Ablösung der Gastrocnemiusköpfe und mit oder ohne Kapseleröffnung des Kniegelenks angewandt. Bei einer Hyperextension, also Überstreckung im Kniegelenk, ist eine Kniebeugung in der Schwungphase des Gehens nicht mehr möglich. Um Abhilfe zu schaffen wird ein so genannter Rectus-Transfer durchgeführt. Dabei wird die distale Sehne des M. rectus femoris von ihrer Ansatzstelle an der Patella abgelöst und auf den M. sartorius verlagert. Zeigt der Patient ein Gangbild in deutlicher Innenrotation kann eine Verlagerung des M. semitendinosus, semimembranosus, oder gracilis auf den lateralen Condylus femoris dies eventuell beheben [29]. Die Verlängerung der Achillessehne ist eine weitere operative Option, beispielsweise um einen Spitzfuß zu

korrigieren. Zwei Techniken kommen dabei zur Anwendung: zum einen die perkutane Achillessehnenverlängerung nach Hoke. Hierbei werden kleine hälfartige Einkerbungen der Sehne an drei verschiedenen Stellen vorgenommen, um die geschwächte Sehne durch nachfolgende Fixation im Gips in Dorsalextension zu verlängern. Die zweite Methode zur Verlängerung der Achillessehne ist die Z-Plastik. Hierbei wird die Sehne Z-förmig durchtrennt und unter Verlängerung wieder vernäht [30]. Wiederum schließt sich eine Gipsbehandlung an.

Die Indikation für chirurgische Eingriffe ist immer streng zu stellen und sollte wenn möglich erst nach dem pubertären Wachstumsschub erfolgen, denn gerade bei spastischen Paresen ist die Gefahr von Rezidiven oder einer Überkorrektur nicht selten.

1.2.5 Laufbandtraining

Das Laufbandtraining als Sonderform der Physiotherapie hat einen hohen Stellenwert in der funktionellen Therapie der CP (konventionell als *Body-Weight-supported-Treadmill-Training* (BWSTT) sowie in der vorliegenden Studie in der weiterentwickelten Form des robotergestützten Laufbandtrainings). Beide Versionen werden im folgenden Kapitel ausführlich erläutert.

1.3 Physiologie und Pathophysiologie des Gehens

1.3.1 Entstehen von Bewegung

Die Impulse für Willkürbewegungen entstehen vor allem im Gyrus praecentralis des Frontallappens und in angrenzenden Kortexarealen. Diese Nervenfasern mit Ursprung im motorischen Kortex bilden die Pyramidenbahn. Über sie erreichen Impulse den Hirnstamm und die Vorderhörner des Rückenmarks. Dort werden sie auf das 2. motorische Neuron umgeschaltet. Die Pyramidenbahn ist die neuronale Verbindung zwischen motorischem Ursprungsgebiet und den Vorderhornzellen des Rückenmarks. Pyramidenbahn, Basalganglien, sowie die prämotorische Rinde bilden untereinander ebenso wie mit dem Kleinhirn und dem motorischen Primärgebiet im Kortex Rückkopplungskreise aus und regulieren auf verschiedenen Ebenen Bewegung und Muskeltonus. Der über die Pyramidenbahn in die Vorderhornzellen geleitete Impuls gelangt über die Nervenplexus und die peripheren Nerven zur Muskulatur. Die elektro-mechanische Koppelung erfolgt letztlich an der motorischen Endplatte. Schädigungen im Bereich des 1. Motoneuron in Gehirn oder Rückenmark führen überwiegend zu spastischen Paresen, Schädigungen auf Höhe des 2. Motoneuron dagegen zu schlaffen Lähmungen [10].

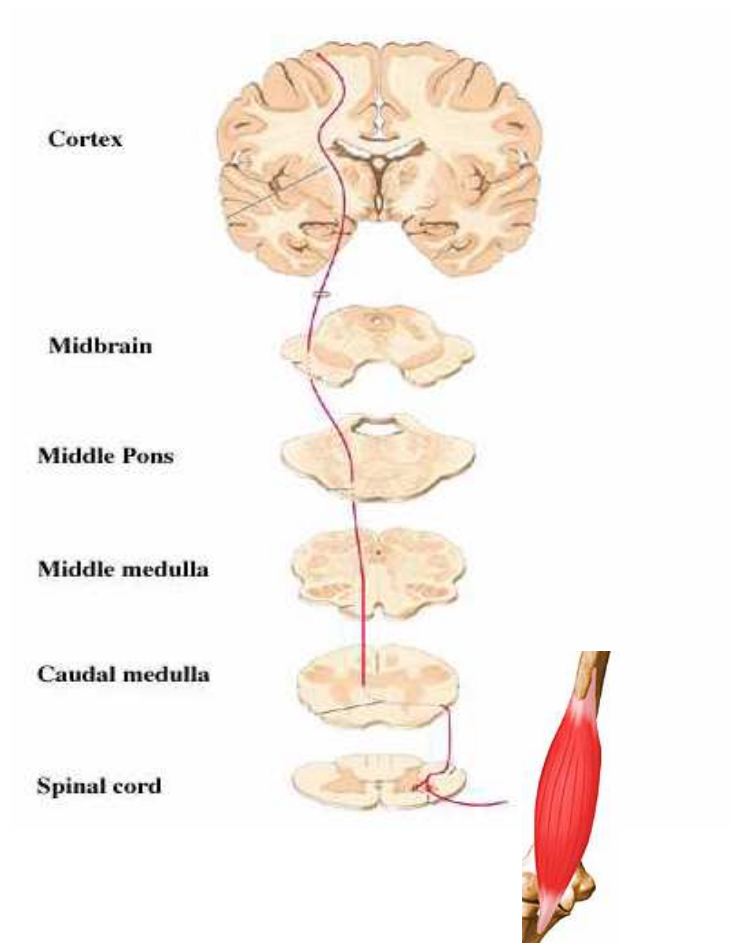
1.3.2 Neurophysiologie des Gehens

Die Voraussetzung für normales Gehen bilden verschiedene Kontrollmechanismen zur Erhaltung der aufrechten Haltung und der Körperschwerpunktverlagerung. Die aufrechte Haltung muss als dynamischer Prozess angesehen werden, wobei ständig vorhandene diskrete Körperschwankungen auf das Vorliegen dauernder Regelmechanismen (u.a. kurz und längerlatenzige Haltungsreflexe) hinweisen. Eine Grundvoraussetzung des Gehens ist die Kontrolle der Körperschwerpunktverlagerung, wobei die Seitenverlagerung des Körperschwerpunkts auf ein Bein Vorbedingung für das Starten und die Vorwärtsverlagerung Vorbedingung für die propulsiven Schreitbewegungen sind. Das Gehen wird für jedes Bein in einen Schrittzyklus eingeteilt, welcher der Zeit zwischen zwei aufeinander folgenden Bodenberührungen desselben Beines (Fersenkontakt) entspricht. Die Schrittlänge charakterisiert den über einen Schrittzyklus zurückgelegten Weg. Ein Schrittzyklus unterteilt sich in eine Standphase, in welcher der Fuß Bodenkontakt hat, und eine Schwungphase. Der Fuß-Boden Kontakt wird in 3 Teilphasen unterteilt: den initialen Fersenkontakt, den mittleren Ganzfußkontakt und den abschließenden Zehenkontakt. Standphase und Schwungphase laufen für beide Beine gegenläufig ab, mit einer kurzen Phase eines bipedalen Fußkontaktes beim Gehen (nicht beim Rennen) [31]. Während des Gehens werden Eigenreflexe rhythmisch moduliert und sind funktionell sinnvoll in den Schrittzyklus eingebettet. Dabei wird das Gangmuster durch die Erzeugung reflektorischer Muskelaktivität unterstützt. Man geht davon aus, dass 30-60% der Muskelaktivität während des Gehens spinal reflektorisch erzeugt werden kann [32]. Verantwortlich für diese spinale Modulation sind Interneurone, die sowohl supraspinalen Einflüssen unterliegen, als auch von peripher moduliert werden können im Sinne eines Feedbacks. Je nach motorischer Aufgabe werden Grundmuster zur Modulation dieser spinalen Interneurone von übergeordneten Zentren vorgegeben. So wird beispielsweise bei Lokomotion das Niveau präsynaptischer Hemmung von Ia-Afferenzen erhöht und gleichzeitig werden rhythmische Veränderungen induziert [33]. Das Ib-Interneuron hingegen, das im Ruhezustand Hemmung vermittelt, wird durch lokomotorische Aktivität komplett unterdrückt und stattdessen wird eine exzitatorische Bahn geöffnet. Dies führt somit aufgabenspezifisch zu einer kompletten Reflexumkehr der Ib-Effekte [34]. Rekurrente Hemmung und reziproke Hemmung werden ebenfalls rhythmisch moduliert. Somit entsteht dieses sehr flexible System spinaler Reflexmodulation, das sich rasch den veränderten äußeren Bedingungen anpassen kann. Bei Primaten hat man im Rückenmark die Existenz so genannter zentraler Ganggeneratoren nachweisen können (CPG=„Central pattern generators“) [35]. Dabei handelt es sich um Neuronennetzwerke, die eine Bewegung auch unabhängig von

Reizen aus dem Kortex auslösen können. Hinweise für die mögliche Existenz dieser spinalen Neuronenverbände beim Menschen gibt der Säugling. Beim reifen Neugeborenen kommt es bei Berührung der Füße mit einer Unterlage (sensorischer Reiz) zu einer Schreitreaktion. Diese Reaktion ist nach vier Monaten nicht mehr auslösbar, durch die zunehmende Reifung des ZNS kommt es zu einer vermehrten kortikalen Kontrolle und die Autonomie des Rückenmarks wird deutlich eingeschränkt [36]. In der physiologischen Entwicklung überwiegt also der supraspinale Einfluss.

1.3.3 Der spastische Muskel

In der Akutphase einer Schädigung im Kortikospinaltrakt werden die Dehnungsreflexe unterdrückt, die Muskulatur ist zunächst schlaff gelähmt. Erst nach Tagen oder Wochen kehren diese Dehnungsreflexe zurück. Die Muskelspindeln reagieren jetzt noch empfindlicher auf Dehnung als zuvor, es entsteht ein Ungleichgewicht zwischen dem tonischen und dem phasischen Dehnungsreflex. Besonders betrifft dies Armbeuger und Beinstrecker, also die *Antigravitationsmuskeln*. Die Überempfindlichkeit erklärt man sich damit, dass die γ – Motoneurone, welche die Muskelspindel erregen, infolge der Schädigung deszendierender Bahnen von den zentralen, dämpfenden Impulsen abgekoppelt sind (siehe Abb.-6). Aus diesem Grund sind die intrafusalen Muskelfasern permanent aktiviert und reagieren besonders schnell und empfindlich auf eine Dehnung des Muskelgewebes. Der Regelkreis für die Muskellänge ist gestört [10].



Durch Unterbrechung deszendierender Bahnen ist der Muskel von den zentralen, dämpfenden Impulsen abgekoppelt. Der Regelkreis für die Muskellänge ist gestört.

Abb.-6

Spastizität bezeichnet die pathologische, geschwindigkeitsabhängige Tonuserhöhung der Muskulatur, die sich v.a. in Bewegung, aktiv wie passiv, zeigt und verstärkt. Zusätzlich finden sich gesteigerte Sehnenreflexe, die aus einer Übererregbarkeit der spinalen Alpha-Motoneurone bei verminderter kortikaler Kontrolle (γ -Motoneurone s.o.) resultieren. Eine Spastik beider Beine führt zu einem charakteristischen Gangmuster. Sowohl in der Hüfte als auch in den Knien beobachtet man mehrheitlich eine Flexionshaltung bei vermehrter Plantarflexion in den Fußgelenken. Der deutlich verlangsamte Gang wirkt, als ob jedes Bein Schritt für Schritt nachgezogen oder nachgeschleppt werden muss. Hinzu kommt bei starker Spastik eine vermehrte Neigung zum Adduktorensasmus, die Knie werden mühsam aneinander vorbeigeschoben („Scherengang“) [37]. Im Verlauf der Erkrankung führt der dauerhaft erhöhte Muskeltonus zu starken Schmerzen und ohne Behandlung zu Kontrakturen [28].

1.3.4 Hypothese autonomer Lokomotionszentren

Das Rückenmarks des Menschen, als neuronale Verbindung zwischen Gehirn und Peripherie, ist aufgeteilt in die weiße und graue Substanz. In der weißen Substanz verlaufen efferente (vom Gehirn in die Peripherie führende), sowie afferente (von der Peripherie zum Gehirn führende) Leitungsbahnen [12]. Diese Leitungsbahnen sind ein wesentlicher Bestandteil des ZNS. In der grauen Substanz befinden sich Schaltzentralen für Reflexe, sowie willkürliche und unwillkürliche Bewegungen (siehe Kapitel 2.3.1).

In der Vergangenheit wurden zahlreiche Experimente durchgeführt, um die Existenz autonomer, im Rückenmark lokalisierter, Lokomotionszentren zu beweisen. Ein häufig zitiertes Werk zu diesem Thema ist das Kapitel „Control of locomotion in bipeds, tetrapods and fish.“ von Sten Grillner aus dem „Handbook of Physiology“ [38]. Er beschreibt darin ein Experiment, in welchem Katzen mit vollständig durchtrenntem Rückenmark immer noch in der Lage waren zu laufen. Taub und Berman haben vergleichbare Experimente mit Rhesusaffen durchgeführt [39]. Das Vorhandensein zentraler Bewegungsgeneratoren (CPG) scheint für Tiere hinreichend bewiesen zu sein. Wie aber verhält es sich beim Menschen? Die kortikale Kontrolle beim Menschen ist dagegen um ein vielfaches höher als bei Tieren. Als ein Zeichen für die kortikale Dominanz des Menschen kann das Verschwinden der primitiven Reflexe herangezogen werden. In der Neonatalzeit, also noch vor Ausreifung der pyramidalen Strukturen, oder nach Beschädigung derselben sind diese so genannten Primitivreflexe auslösbar. Im ausgereiften, gesunden Menschen unterliegen sie allerdings der supraspinalen Kontrolle. CPGs scheinen also vorhanden zu sein, doch sind sie im Normalfall der kortikalen Kontrolle untergeordnet. Die Frage, die sich nun stellt, ist, ob es möglich ist, CPGs direkt anzusprechen und zu stimulieren, wenn die kortikale Kontrolle gestört oder aufgehoben ist [3]. Als Grundlage für diese Hypothese dienen bereits erwähnte Tierexperimente. Diese haben bewiesen, dass es trainingsabhängig zu einer Reorganisation von neuronalen Strukturen kommen kann. Dieses Phänomen wird *neuronale Plastizität* genannt. Man nimmt an, dass das Feedback aus den Kraft- und Gelenkssensoren während des Gehens in der Lage ist das Rückenmark zu stimulieren und so eine Neubildung bzw. Umstrukturierung von Nervenzellen hervorzurufen. Durch wiederholtes, zunächst passives, „richtiges“ Gehen sollen die CPGs so stimuliert werden, dass sie schließlich in der Lage sind auch ohne Fremdeinwirkung diese Gangmuster abzuspielen und damit dem Patienten eigenständiges Gehen zu ermöglichen. Dieses ist insbesondere unter dem Hintergrund interessant, dass die Läsion bei Patienten mit CP supraspinal (z.B. periventrikulär s. 2.1.3) liegt und somit die Unversehrtheit des Rückenmarks und damit der CPGs angenommen werden kann.

Die Modulation der CPGs ist also keine neue Idee, sondern liegt auch der schon seit vielen Jahren eingesetzten manuellen Laufbandtherapie zugrunde.

1.4 Manuelles Laufbandtraining

Das Gewichts-entlastete Laufbandtraining wird in der Behandlung von Patienten mit zentralen Gangstörungen schon seit vielen Jahren eingesetzt. Auf einem Laufband kann der Patient zu einem Teil vom Körpergewicht entlastet werden, und es besteht die Möglichkeit die Bewegungen der Beine zu unterstützen. Dadurch können die Muskelfunktion und auch die Lokomotionszentren im Rückenmark intensiver trainiert werden als beim Gehtraining am Gehbaren oder an Stöcken.

Die neurophysiologische Grundlage dieser Therapieform besteht darin, das zu Erlernende durch immer wiederholtes Üben zu trainieren [40]. Durch das wiederholte aufgabenspezifische Training kommt es zu einer Beeinflussung spinaler Reflexbögen [41]. Zusätzlich zu den bereits erwähnten Ganggeneratoren von deren Reizung man sich ein verbessertes Gangbild verspricht, hat das Gewichts-entlastete Laufbandtraining einen positiven Einfluss auf den Muskel selbst [42]. Ebenso wie der Gesunde durch Laufbandtraining im Fitnessstudio seine Ausdauer und Schnelligkeit verbessern kann, geschieht das auch im „kranken“ Muskel. Regelmäßige Bewegung und Belastung des Muskel-Bindegewebsystems ist für ein normales Wachstum dringend erforderlich. Bei andauernder Ruhigstellung verändert sich die Struktur des Muskels rasch. Die Zahl der Sarkomere verringert sich und tierexperimentelle Studien haben bewiesen, dass ihre Anzahl von Längen und Spannungszustand des Muskels bestimmt wird [43]. Wiederholtes Training verbessert hingegen die Sauerstoffversorgung des Muskels durch vermehrte Vaskularisierung und fördert die Ausprägung kontraktile Proteine. Der Muskel wird kräftiger und ausdauernder. Der positive Effekt des Gewichts-entlasteten Laufbandtrainings ist bereits Inhalt vieler Veröffentlichungen gewesen, in einer australischen Studie des Jahres 2007 wurde in einem 12 maligem eine Verbesserung der Geschwindigkeit bei Kindern mit CP festgestellt [44]. Die Gewichts-entlastung ist wichtig, da erst dadurch die Möglichkeit für den Therapeuten entsteht korrigierend und führend einzugreifen. Gerade bei CP-Kindern kann diese Arbeit sehr kraftaufwändig und anstrengend sein. Diese besondere Anstrengung limitiert die Dauer und Häufigkeit der Trainings und nicht alle Therapeuten sind körperlich in der Lage dieses Training durchzuführen. Während die Gewichts-entlastung für den Therapeuten unterstützend ist, ist ein Gehen ohne Gewicht nicht physiologisch und zusätzlich nicht hilfreich für die Aktivierung der Lokomotionszentren, erst durch Bodenkontakt und Gewichtsbelastung werden supraspinale Zentren in messbarer Weise aktiviert [42, 45].

1.5 Roboter assistiertes Laufbandtraining

Inspiziert durch das manuelle Laufbandtraining und mit der Absicht die *menschlichen* Limitationen des Trainings zu vermeiden, ist das Roboter assistierte Laufbandtraining entstanden. Die Möglichkeit zur quasi unbegrenzten Wiederholung von Schreitbewegungen mit und ohne Gewichtsentslastung, je nach Fähigkeiten des Patienten, bringt die Therapie funktioneller Gangstörungen einen entscheidenden *Schritt* nach vorne. Die Schweizer Firma HOCOMA hat, in Zusammenarbeit mit dem Paraplegikerzentrum der neurologischen Universitätsklinik Balgrist, mit dem Lokomat[®] ein Gerät entwickelt das nicht nur eine führende Orthese mit einem Laufband mit Gewichtsentslastung koppelt, sondern darüber hinaus ermöglicht den Patienten schrittweise an sein Eigengewicht zu gewöhnen bei gleich bleibender Führungskraft der Orthesen. So lässt sich erstmals die für die Aktivierung der Lokomotionszentren wichtige Druckbelastung mit einem gleich bleibend physiologischen und geführten Training kombinieren. In den vergangenen Jahren wurden vor allem erwachsene Querschnittgelähmte erfolgreich mit dem Lokomat[®] therapiert und es konnte ein entscheidender Fortschritt in Ausdauer und Geschwindigkeit beobachtet werden [46]. Die Details des Lokomat[®] sind in Teil 3 (Material und Methoden) ausführlich beschrieben.

2 Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Das Patientenkollektiv bestand aus 24 Kindern und Jugendlichen mit einem Durchschnittsalter von 8,8 Jahre (4-21, SD±5,5). 22 Probanden hatten eine bilateral spastische CP, mit Zustand nach Frühgeburtlichkeit und typischen intrakraniellen Befunden wie höhergradige Blutungen oder eine periventrikuläre Leukomalazie. Ein Proband hatte eine ataktische CP bei Kleinhirnhypoplasie und ein Patient eine spastische Paraparese nach einer transversen Myelitis (siehe Tabelle 1). Die Studie folgte den Empfehlungen der Deklaration von Helsinki und wurde von der lokalen Ethikkommission der Universität München genehmigt. Die Eltern wurden über Inhalt und Umfang der Untersuchungen aufgeklärt und hatten ihr schriftliches Einverständnis gegeben. Ausschlusskriterien gemäß der pediatric lokomat expert group (www.hocomma.com) waren ausgeprägte Kontrakturen, Frakturen, oder Hautdefekte an der unteren Extremität sowie deutliche kardiovaskuläre Insuffizienz. Die Kinder mussten darüber hinaus in der Lage sein, Schmerzen und Missempfinden eindeutig zu kommunizieren.

Tabelle 1 Patientenkollektiv					
	Alter	GMFCS	Diagnose	Ätiologie	Modul
1.	21	III	BS-CP	FG	adult
2.	15	III	BS-CP	FG	pediatric
3.	20	I	BS-CP	FG	adult
4.	17	II	BS-CP	FG	adult
5.	5	III	BS-CP	FG	pediatric
6.	6	III	BS-CP	FG	pediatric
7.	5	III	BS-CP	FG	pediatric
8.	7	IV	BS-CP	FG	pediatric
9.	8	III	BS-CP	FG	pediatric
10.	6	III	BS-CP	FG	pediatric
11.	14	II	BS-CP	FG	adult
12.	7	III	BS-CP	FG	pediatric
13.	7	IV	BS-CP	FG	pediatric
14.	6	I	BS-CP	FG	pediatric
15.	6	III	BS-CP	FG	pediatric
16.	6	III	BS-CP	FG	pediatric
17.	13	II	BS-CP	FG	pediatric
18.	9	II	BS-CP	FG	pediatric
19.	5	III	BS-CP	FG	pediatric
20.	4	II	ataktische CP	KH-Hypoplasie	pediatric
21.	5	III	BS-CP	FG	pediatric
22.	8	IV	BS-CP	keine	pediatric
23.	4	I	spastische Paraparese	transverse Myelitis	pediatric
24.	6	IV	BS-CP	FG	pediatric
FG = Frühgeburt BS = bilateral spastische CP KH = Kleinhirn					

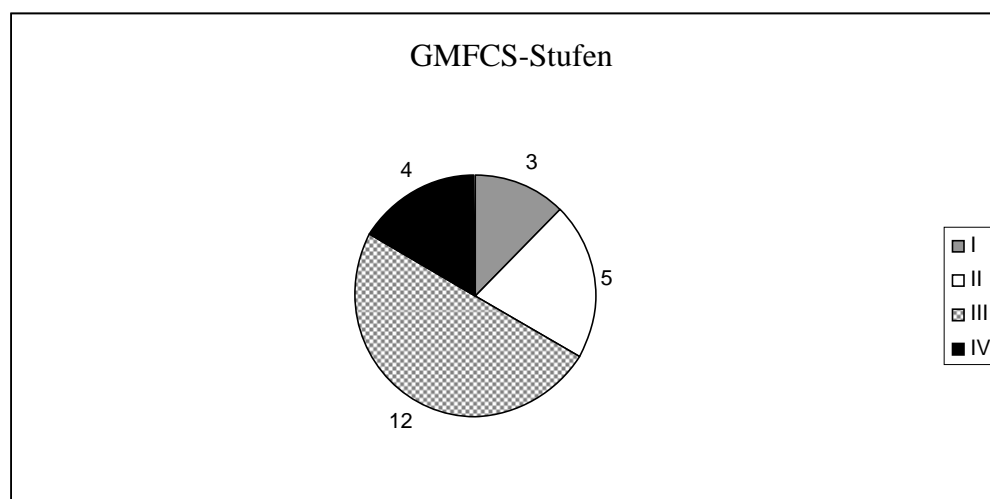
Übersicht über das Patientenkollektiv. Die Wahl des Moduls (pediatric/adult) war abhängig von der Oberschenkelgröße der Patienten. *Tab.-1*

Die Gehfähigkeit der Patienten variiert in Abhängigkeit ihrer GMFCS-Stufe. Während Kinder der Stufe I und II frei gehen können, benötigen Kinder der Stufe III und höher, Gehhilfen. Erläuterungen zum GMFCS folgen.

Tabelle 2 Gehfähigkeit der Probanden							
Geschlecht	Alter	frei	1 H.	4-Pkt.St.	Rollator	2 H. *	Gar nicht
*							
♀	7					x	
♂	15						
♀	9	x					
♂	6						
♂	6				x		
♂	8				x		
♀	6	x					
♀	13	x					
♂	7					x	
♂	15			x			
♂	5				x		
♀	17	x					
♂	8				x		
♂	5					x	
♂	5				x		
♂	8					x	
♀	4	x					
♂	21			x			
♀	5			x			
♂	7			x			
♂	22	x					
♀	4		x				
1H.*=an einer Hand geführt 2H.*=an 2 Händen geführt							

Verteilung der notwendigen Gehhilfen in unserem Patientenkollektiv.

Tab.-2



Verteilung der GMFCS Stufen in unserem Patientenkollektiv

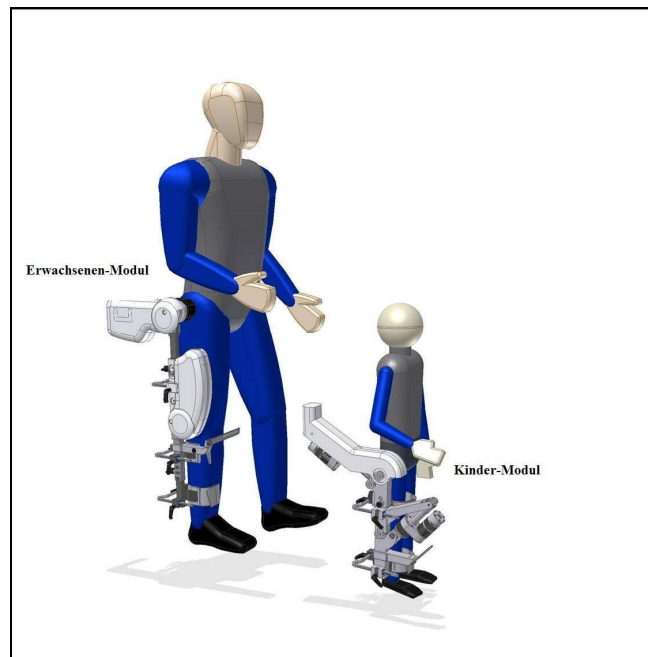
Abb.-7

2.2 Das Training

Die Patienten wurden in einem ambulanten Rahmen evaluiert und behandelt. Ein Therapieblock bestand aus je 12 Behandlungseinheiten Laufbandtherapie über einen Zeitraum von drei Wochen (entsprechend 4 Therapieeinheiten/Woche). Der längste Abstand zwischen 2 Therapieeinheiten betrug 2 Tage. Pro Kind standen 60 min zur Verfügung mit einer effektiven Trainingszeit bis zu 50 min, je nach individueller Belastbarkeit bzw. Trainingsfortschritt des Probanden. Die erreichte Trainingszeit lag zwischen 20 und 43 min. 3 Tage vor sowie 3 Tage nach dem Therapieblock erfolgte die Evaluation der Zielparameter. Während des Trainings war es den Kindern zur Erhöhung der Motivation möglich mitgebrachte DVDs oder Musik-CDs abspielen zu lassen. Vor Einschluss der Kinder in einen Therapieblock erfolgte jeweils ein Probetraining um das Kind an den Lokomat zu gewöhnen und gemeinsam mit Kinderarzt und Physiotherapeut die individuellen Voraussetzungen, und damit die Eignung des Kindes an der Lokomat[®] Therapie teilzunehmen, zu testen.

2.3 Der Lokomat[®]

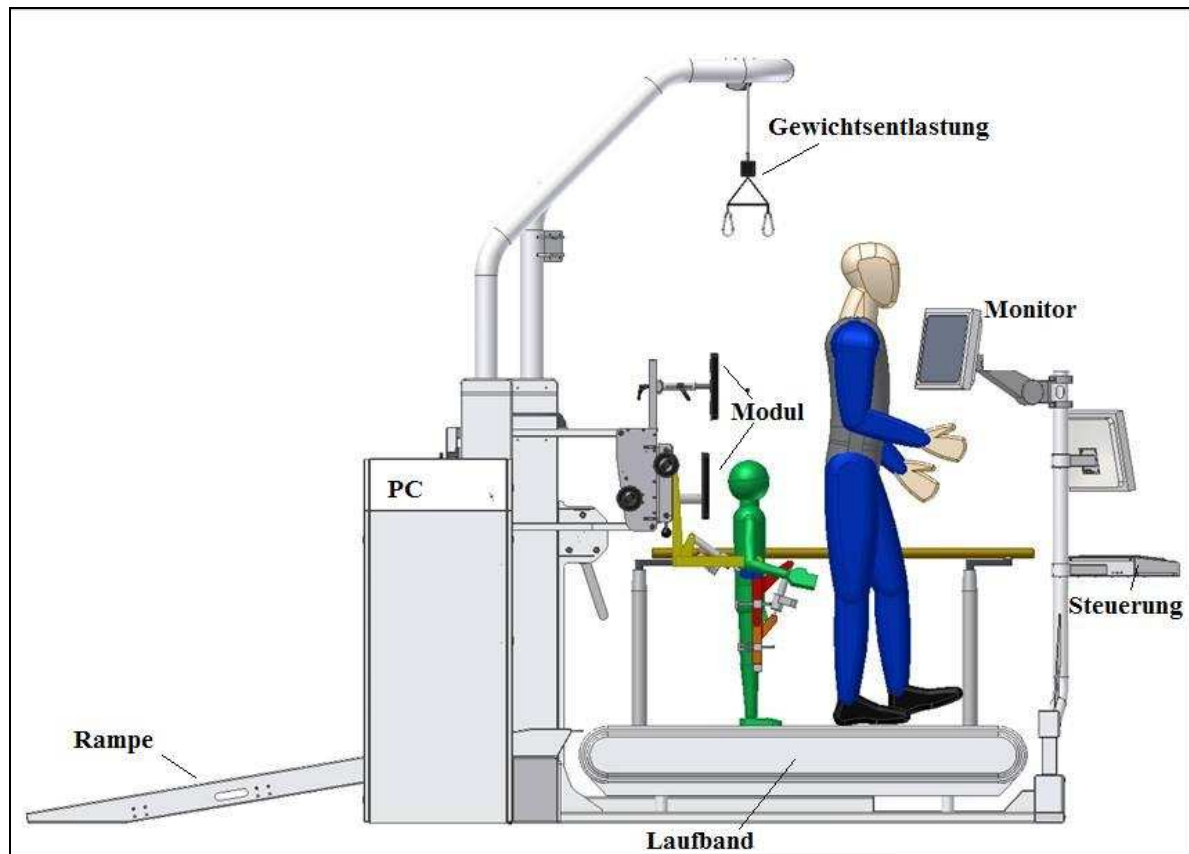
Der Lokomat[®] ist eine Roboter-assistierte Gangorthese, die über eine Software-Schnittstelle zu bedienen ist. Eine Orthese ist ein orthopädischer Apparat, der zur Stabilisierung, Entlastung, Ruhigstellung, Führung oder Korrektur von Gliedmaßen oder Rumpf dient. Im Pediatric-Lokomat[®] kommt das Prinzip der *führenden* sowie das der *korrigierenden* Orthese zum Einsatz. Führende Orthesen erlauben ein definiertes Bewegungsausmaß (z.B. als Knieführungsschiene) korrigierende Orthesen sind dagegen nach dem Dreikräfteprinzip aufgebaut, bei dem die korrigierende Kraft am Scheitelpunkt der zu korrigierenden Krümmung ansetzt und distal und proximal die Gegenkräfte wirken [30]. Über weiche und Druck-entlastende Beinmanschetten in sieben Größen kann die Beinorthese individuell an den Patienten angepasst werden. Es gibt für das Basismodul des Lokomat[®] zwei verschiedene Beinmodule. Aufgrund der Femurlänge der Patienten wird festgelegt, ob das Kinder- oder das Erwachsenen-Modul anzuwenden ist (siehe Abb.-8). Für Erwachsene ist eine Oberschenkellänge von 35cm bis 47cm einstellbar und fünf verschiedene Unterschenkellängen, für die Anwendung des Kinder-Moduls ist eine Oberschenkellänge von mindestens 21cm erforderlich. Die Unterschenkellänge im Pediatric-Modul ist festgelegt und nicht frei variierbar.



Erwachsenen und Kinder-Modul im schematischen Größenvergleich
(Bild, Quelle Hocoma AG)

Abb.-8

Computergesteuerte Miniaturmotoren sind in die Gangorthese integriert und mit der Geschwindigkeit des Lamellen-Laufbandes synchronisiert. Dieses sensible System gewährleistet die Synchronisation zwischen der Bewegung der Lokomat[®] Robotic Gait Orthosis und dem Laufband. Kraftsensoren in den Gelenken des Lokomaten[®] registrieren den Tonus der Muskulatur, so dass die Führung durch das Gerät so reduziert werden kann, dass nur noch die benötigte Hilfe beigesteuert wird. Dank dieser empfindlichen Sensoren ist der Lokomat[®] auch in der Lage auf plötzliche Tonusänderungen zu reagieren und sofort abzuschalten, bevor dem Kind Schmerzen oder gar Verletzungen entstehen könnten. Parameter wie Hüft- und Knieflexion und Extension sind ebenso veränderbar wie der Gesamtbewegungsbereich des Beines. Die Hüft- und Kniegelenke werden konstant von der Lokomat[®] Software überwacht, um zu gewährleisten, dass sie präzise nach dem vorbestimmten Gehmuster belastet werden. Die Geschwindigkeit des Laufbands kann stufenweise von 1,0 bis 3,2 km/h variiert werden. Die Gewichtsentslastung ist in dem von uns verwendeten Modell noch in 5kg Schritten manuell einstellbar, in der neusten Version des Lokomat[®] geht das schon elektrisch und stufenlos.



Schematische Zeichnung zur Einschätzung von Größe und Aufbau des Gesamtsystems
(Bild, Quelle Hocoma AG)

Abb.-9

Patienten, die gar nicht frei gehen können und auf den Rollstuhl angewiesen sind, können mithilfe einer Rampe auf das Laufband gefahren werden und dann mittels Entlastungsgurt und Seilzugsystem in aufrechte Position gebracht werden. Der Lokomat[®] lässt sich mit wenigen Handgriffen vom Laufband wegschwenken, wodurch es möglich ist, einfach von automatisierter auf manuelle Therapie zu wechseln.

Entlastungsgurt

Die Patienten werden mittels eines Brustgurtes mit Beinschlaufen, einem Fallschirmgurt ähnlich, von Ihrem Körpergewicht entlastet.



XS-Gurt mit Sitzhose bei einer Vier-Jährigen Abb.-10

Es wurde speziell für den Lokomat[®] ein Gurt (Abb.10) entwickelt, der größtmögliche Bewegungsfreiheit an den Beinen mit guter Oberkörperstabilisierung verbindet.

Der Gurt ist in 5 Größen lieferbar und somit relativ genau an den Patienten anzupassen. Die Gewichtsentslastung ist über ein Seilzugsystem verstellbar, so dass mit zunehmendem Trainingserfolg die Entlastung immer weiter reduziert werden kann bis die Patienten, falls möglich, ihr volles Eigengewicht tragen.

Fußheber-Gurt

Da Menschen mit CP oft zusätzlich eine Fußheberschwäche und somit Schwierigkeiten, ihren Fuß adäquat anzuheben haben, wurde ein Fußhebegurt („Fußheber“ Abb.11) entwickelt.



Anlegen der Fußheber durch den Therapeuten.

Abb.-11

Die Fußheber sind durch lange Klettschlaufen gut an verschieden große Füße anzupassen, sie werden sowohl durch einen Klettgurt über dem Fußspann als auch einen Klettgurt über der Ferse am Fuß fixiert. Der so eingespannte Fuß kann nun nicht mehr am Laufband hängen bleiben, bei Bedarf kann über eine Schnalle Innen- oder Außenrotation korrigiert werden.



„Los geht’s“ - Startposition für den Bewegungsbeginn.

Abb.-12

Für Patienten, die ohne Hilfsmittel laufen können, ist es möglich auch ohne Fußheber zu laufen, dies setzt aber sowohl aktive Mitarbeit als auch höhere motorische Fähigkeiten voraus und empfiehlt sich erst nach einigen erfolgreichen Trainingseinheiten, wenn der Patient sich an den Rhythmus des Gerätes gewöhnt hat.

2.4 Evaluation der motorischen Funktion

Da die Ausprägung der motorischen Fähigkeiten bei CP heterogen ist, sind validierte Evaluationsmethoden, die sensibel und spezifisch Funktionsveränderungen verdeutlichen, unerlässlich. Validität gibt eine Aussage darüber ob die gewählte Methode auch für die Zielsetzung geeignet ist, d.h. ob ein Messinstrument auch misst was es messen soll. Reliabilität ist ein Ausdruck für die Konsistenz und Reproduzierbarkeit von Ergebnissen. Bleibt das Ergebnis das gleiche wenn verschiedene Personen dasselbe Ereignis bewerten, so ist ein Messverfahren reliabel.

2.4.1 GMFM (Gross Motor Function Measure)

Die Messung motorischer Funktionen bei Kindern mit CP ist aufgrund der Variabilität des Krankheitsbildes komplex. Die motorische Entwicklung eines Kindes mit CP kann verzögert verlaufen oder über unterschiedlich lange Zeiträume hinweg stagnieren. Eine Messung motorischer Fähigkeiten sollte auf einem Test basieren, der ebenso die gesunde motorische Entwicklung wie auch die CP-spezifischen Defizite widerspiegelt. Die GMFM wurde als ein standardisiertes Beobachtungsinstrument entwickelt, um im zeitlichen Verlauf Veränderungen in der motorischen Entwicklung bei Kindern mit CP zu erfassen. Als Grundlage für die verschiedenen Dimensionen dienen die „Meilensteine der motorischen Entwicklung.“ Die GMFM ist in 5 Abschnitte eingeteilt und beinhaltet folgende Aktivitäten:

- ❖ Liegen und Drehen (A)
- ❖ Sitzen (B)
- ❖ Krabbeln & Knien (C)
- ❖ Stehen (D)
- ❖ Gehen, Rennen und Springen (E)

Innerhalb dieser Dimensionen wurden diejenigen motorischen Aktivitäten ausgewählt, die die besonderen Probleme von Kindern mit CP widerspiegeln sollen. Ein gesundes, 5-jähriges Kind sollte in der Lage sein, alle Aufgaben der GMFM mit voller Punktzahl zu bewältigen [47]. Wichtig bei einem Test, der Veränderungen widerspiegeln soll, ist die Detailliertheit der Aufgaben. Umso detaillierter die Aufgabe, desto größer ist die Möglichkeit zur Veränderung. In der GMFM wird bewertet, wie viel ein Kind von einer bestimmten Aufgabe bewältigen kann, wie gut es die Aufgabe qualitativ lösen kann, fließt nicht in die Bewertung mit ein. Durch die verschiedenen Dimensionen, in welche die GMFM unterteilt werden kann, ist es möglich einen definierten Zielbereich auszuwählen und Veränderungen gezielt auf eine Dimension hin zu untersuchen. So ist es möglich, den Test an die Beeinträchtigung des

Kindes, oder aber an die zu beurteilende Intervention anzupassen. Die GMFM wurde für den Gebrauch durch pädiatrische Therapeuten entwickelt und ist bezüglich seiner Reabilität erfolgreich getestet worden [48]. Eine spezielle Schulung der Anwender ist unerlässlich und erhöht die Allgemeingültigkeit der erzielten Ergebnisse. In unserer Evaluation hinsichtlich der Effektivität des Trainings mit dem Lokomat[®] haben wir unseren Zielbereich in die Dimensionen Stehen (D), Gehen, Rennen und Springen (E) gelegt, da wir eine Veränderung in diesen Bereichen aufgrund der Beschaffenheit des Gerätes, und basierend auf dem Wissen über aufgabenspezifisches Lernen, für am Wahrscheinlichsten hielten. Im Jahre 2000 wurde die ursprüngliche Version der GMFM-88 von den kanadischen Autoren in einer Rasch-Analyse überarbeitet und die GMFM-66 Version entstand [49]. Wir haben uns für die 66-er Version entschieden, da in ihr alle Punkte der Dimensionen D und E enthalten sind und sie darüber hinaus durch ein speziell entwickeltes Computerprogramm (Gross Motor Ability Estimator GMAE) schnell und präzise auszuwerten ist [50]. Darüber hinaus erleichtert der GMAE die Interpretation hinsichtlich Veränderungen in einzelnen Dimensionen, da mit Hilfe der Rasch-Analyse, die der 66-Version zugrunde liegt, der Schwierigkeitsgrad der einzelnen Aufgaben beurteilt werden kann.

Durchführung der GMFM

Es empfiehlt sich die GMFM zu zweit durchzuführen, um unnötige Längen und einen damit verbundenen Konzentrationsverlust des Kindes zu vermeiden. Ein Therapeut sollte dem Kind die Aufgaben erklären oder sie gegebenenfalls vormachen, während der zweite Therapeut beobachtet und auf dem Testbogen bewertet. Der Test wird idealerweise ohne Schuhe und in kurzer Hose und T-Shirt durchgeführt. Das Kind hat für jede Aufgabe drei Versuche, wobei der jeweils beste Versuch gewertet wird. Die Bewertung basiert auf einer 4-Punkte Skala, bei der für jede Aufgabe folgender Schlüssel gilt:

- ✓ 0 = initiiert nicht
- ✓ 1 = initiiert
- ✓ 2 = führt die Aufgabe teilweise aus
- ✓ 3 = führt die Aufgabe vollständig aus

Mit „initiiert“ wird eine Durchführung der Aufgabe von weniger als 10 % bewertet, mit „teilweise“ eine Durchführung von mehr als 10 und weniger als 100 %.

Die Aufgaben sind generell in zwei Aufgabentypen zu unterteilen, statische und dynamische, wobei auch Bewegungsübergänge, also die Verbindung zwischen beidem Gegenstand der Testung sein kann.

Zum besseren Verständnis hier aus jeder Dimension eine Aufgabe als Beispiel:

Dimension A (Liegen und Drehen)

Aufgabe Nr. 10 Ausgangsposition Bauchlage: *hebt Kopf in die Vertikale.*

Dimension B (Sitzen)

Aufgabe Nr. 30 Ausgangsposition Sitz auf der Matte: *berührt 45° hinter dem Kind platziertes Spielzeug.*

Dimension C (Krabbeln und Knien)

Aufgabe Nr. 41 Ausgangsposition Bauchlage: *erreicht den Vierfüßlerstand mit Gewicht auf Händen und Knien.*

Dimension D (Stehen)

Aufgabe Nr. 54 Ausgangsposition Stand: *hält sich mit einer Hand an hoher Bank, rechter Fuß 3 Sekunden abgehoben.*

Dimension E (Gehen, Rennen und Springen)

Aufgabe Nr. 81 Ausgangsposition Stand: *springt mit beiden Füßen gleichzeitig 30 cm vorwärts.*

Manche Kinder können eine Aufgabe nicht im vorgeschriebenen Rahmen erfüllen, mit Hilfsmitteln wie Orthesen oder Rollator wäre die Aufgabe allerdings kein Problem. In diesem Fall muss vermerkt werden, welches Hilfsmittel verwendet wurde und dies später in die Interpretation mit einbezogen werden. Wichtig ist auch, dass bei einem Wiederholungstest die gleichen Hilfsmittel verwendet werden, um das Ergebnis nicht zu verfälschen. Eine gewisse Routine in der Anwendung der GMFM ist von großem Vorteil, denn die GMFM ist vor allem von geübten Therapeuten gut spielerisch umzusetzen sodass bei den Kindern der Eindruck einer Prüfungssituation und damit verbundener Widerwille oder Erwartungsdruck vermieden werden kann. Dies ist für den Umgang mit den oft durch zahlreiche Krankenhausaufenthalte geprägten Kindern wichtig.

2.4.2 GMFCS (Gross Motor Function Classification System)

Das GMFCS ist aus der Notwendigkeit heraus entwickelt worden ein standardisiertes Klassifikationssystem speziell für Kinder mit CP nutzen zu können. Die einzelnen Stufen des GMFCS basieren auf den motorischen Fähigkeiten der Kinder bzw. der Notwendigkeit Hilfsmittel zu benutzen (siehe Abb.13). Das GMFCS ist wiederholt in seiner Validität ebenso wie in seiner Reliabilität getestet worden und ist auch im zeitlichen Verlauf der Erkrankung aussagekräftig [51]. Das GMFCS besteht aus fünf Stufen, wobei die Unterschiede zwischen den einzelnen Stufen klinisch bedeutsam sind. Unterschieden wird die funktionelle Beeinträchtigung sowie der Gebrauch von Hilfsmitteln (Vier-Punktstöcke, Rollator, Rollstuhl

usw.). Die Stufen des GMFCS sind in vier verschiedene Altersstufen unterteilt, mit Angaben zu den speziellen Funktionen innerhalb dieser Altersgruppe (*vor dem 2. Geburtstag, vom 2. Lebensjahr bis zum 4. Geburtstag, vom 4. Lebensjahr bis zum 6. Geburtstag und vom 6. Lebensjahr bis zum 12. Geburtstag*). Es folgt die Beschreibung der Stufen in der letzten Altersstufe (*vom 6. Lebensjahr bis zum 12. Geburtstag*), da sie für unser Patientenkollektiv am zutreffendsten ist und darüber hinaus die deutlichste Zukunftsprognose beinhaltet.

Stufe I

Die Kinder können im Haus und draußen ohne Einschränkungen gehen und Treppen steigen. Sie verfügen über grobmotorische Fähigkeiten, einschließlich Laufen und Springen, jedoch sind Geschwindigkeit, Gleichgewicht und Koordination qualitativ beeinträchtigt.

Stufe II

Die Kinder können im Haus und draußen gehen und Treppen steigen, indem sie sich am Geländer festhalten, aber es sind Einschränkungen beim Laufen auf unebenem Boden, bei Steigungen sowie in Menschenmengen und engen Räumen zu beobachten. Rennen und Hüpfen ist diesen Kindern bestenfalls eingeschränkt möglich.

Stufe III

Die Kinder können im Haus oder draußen auf ebenem Boden mit einer Mobilitätshilfe gehen. Sie können eventuell Treppen steigen, indem sie sich am Geländer festhalten. Je nach Funktion der oberen Gliedmaßen fahren diese Kinder einen Rollstuhl manuell oder werden darin transportiert, um längere Entfernungen oder Strecken auf unebenem Boden im Freien zurückzulegen.

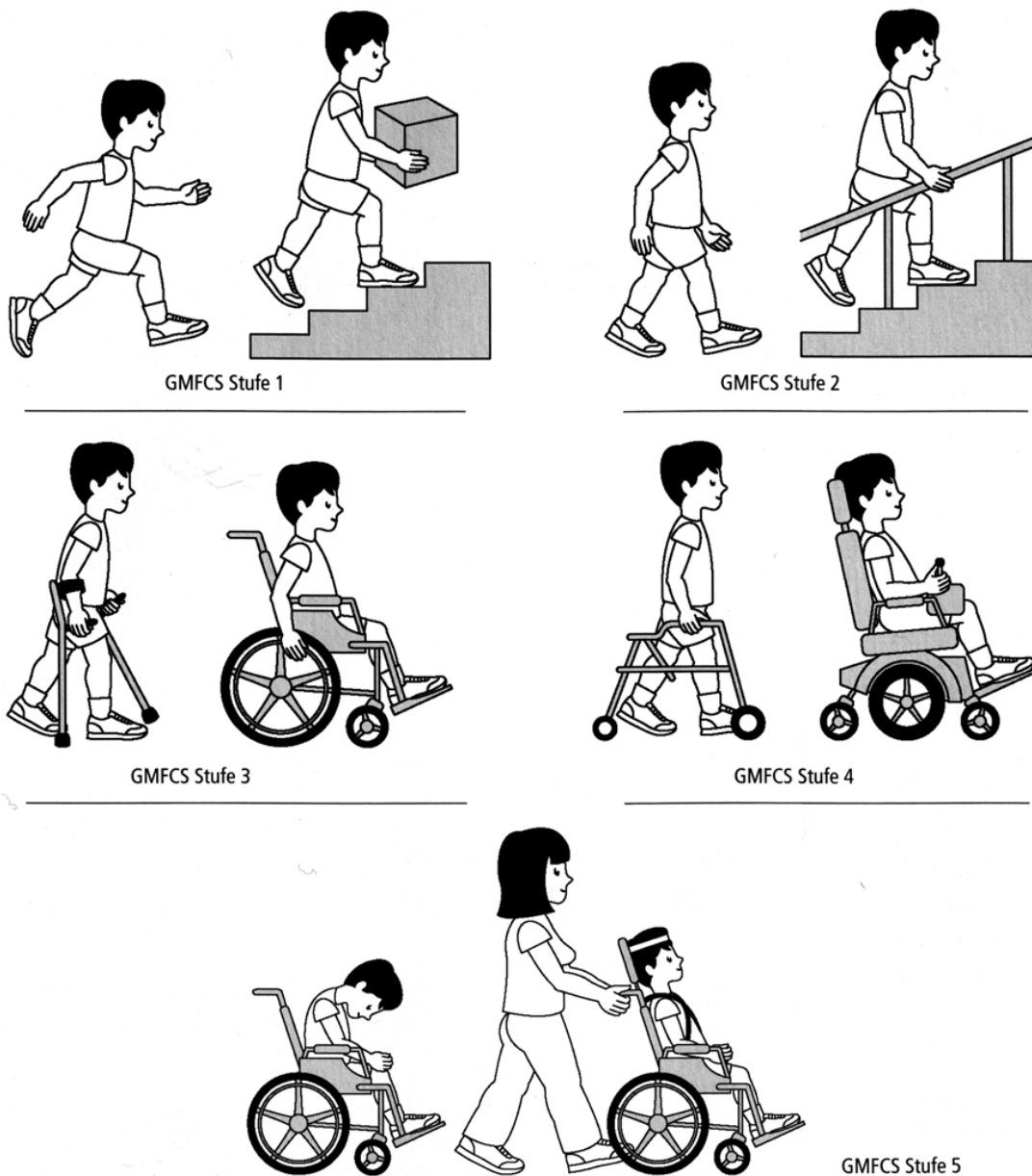
Stufe IV

Die Kinder können Funktionsniveaus, die sie bis zum 6. Lebensjahr erreicht haben, beibehalten oder sich zu Hause, in der Schule oder in der Gemeinschaft mit einem Rollstuhl fortbewegen. Die Kinder können unabhängige Mobilität durch einen motorisierten Rollstuhl realisieren.

Stufe V

Körperliche Einschränkungen limitieren die willkürliche Bewegungskontrolle. Besonders betroffen sind Bewegungen gegen die Schwerkraft, wie z. B. Haltung und Rumpfkontrolle. Alle Bereiche der Bewegungsfunktion sind eingeschränkt. Funktionale Störungen beim Sitzen und Stehen werden nicht vollständig durch die Verwendung von adaptiven Vorrichtungen oder Geräten und Hilfstechnologie kompensiert. Die Kinder haben keine Möglichkeit für unabhängige Mobilität und müssen transportiert werden. Die Kinder können eventuell

unabhängige Mobilität durch einen motorisierten Rollstuhl mit umfangreichen Modifikationen erzielen.



Vereinfachte graphische Darstellung der motorischen Fähigkeiten, bzw. nötigen Anwendung von Hilfsmitteln eines CP-Patienten anhand derer die Zuordnung in eine der fünf Stufen erfolgt [47]. Abb.-13

Unterschiede zwischen I und II

Verglichen mit Kindern der Stufe I haben Kinder der Stufe II Einschränkungen bei der Absolvierung von Bewegungsübergängen, beim Gehen außerhalb der Wohnung, bei der Qualität der Bewegung und bei motorischen Leistungen wie Rennen oder Hüpfen. Kinder in der Stufe II benötigen bei Gehbeginn öfter Hilfsmittel.

Unterschiede zwischen II und III

Unterschiede werden im Ausmaß der Mobilität gesehen. Kinder in der Stufe III benötigen Hilfsmittel und oft auch Orthesen zum Laufen, während Kinder in der Stufe II, die älter als vier Jahre sind, keine Hilfsmittel benötigen.

Unterschiede zwischen III und IV

Die Unterschiede liegen in der Fähigkeit zu sitzen und in der Mobilität, ebenso wie in der Notwendigkeit Hilfsmittel zu benutzen. Kinder in der Stufe III können frei sitzen, sich frei auf dem Boden fortbewegen und mit Hilfsmitteln gehen.

Kinder in der Stufe IV können sitzen (meist unterstützt) aber die selbstständige Mobilität ist deutlich eingeschränkt. Kinder in der Stufe IV müssen meist transportiert werden oder benutzen einen Rollstuhl.

Unterschiede zwischen IV und V

Kinder in der Stufe V haben selbst bei einfachen Bewegungen gegen die Schwerkraft Schwierigkeiten. Eine selbstständige Fortbewegung kann nur erreicht werden, wenn das Kind lernt, einen E-Rollstuhl zu benutzen.

2.4.3 10-Meter Gehtest

Der 10 Meter Gehtest (10MWT = 10 meter walking test) ist die Methode der Wahl um Geschwindigkeit zu messen. Der 10 MWT wird weltweit und in allen Altersstufen sowie in diversen Patientengruppen angewandt (Schlaganfall-Patienten, Herz-Kreislauf-Erkrankte usw.) [52]. Getestet wird die Zeit, die ein Proband benötigt, um eine Strecke von 10 Metern zurückzulegen. Es gibt verschiedene Varianten, den 10 MWT zu messen: entweder als *fliegender Start*, d.h. der Patient läuft über eine Strecke von 14 Metern, die Zeit wird aber nur über 10 Meter gemessen. Somit subtrahiert man Start- und Endphase. Die andere Möglichkeit ist, die reinen 10 Meter zu testen und insbesondere die Startphase mit einzuberechnen. Der Proband wird aufgefordert in, ihm angenehmer, zügiger Gehgeschwindigkeit zu gehen und bequeme Schuhe sowie evtl. Orthesen oder Hilfsmittel (Vier-Punkt-Stöcke, Rollator) zu verwenden. Vorteil des 10 MWT ist seine simple Durchführung sowie die sehr hohe intra und intertester Reliabilität. Der 10 MWT wurde ebenso wie der 6 MWT schon mehrfach auf seine Validität und Reliabilität hin erfolgreich untersucht [52].

2.4.4 6-Minuten Gehtest

Der 6-Minuten Gehtest (6MWT = 6 minute walking test) ist eine valide und reliable Methode, um Ausdauer zu messen. Die Einfachheit der Durchführung sowie die hohe Retest-Validität machen den 6 MWT ebenso wie den 10 MWT zu einem weltweit und in allen Altersgruppen relevanten Indikator für Mobilität [53], [54]. Der Proband wird aufgefordert, innerhalb von 6 Minuten eine ebene Strecke zurückzulegen.

Der Vergleich der erreichten Strecke vor Beginn sowie nach Beendigung einer Therapie liefert eine allgemein anerkannte Aussage bezüglich der Therapieeffektivität. Eine Verlängerung der Strecke ist vor allem in Hinsicht auf die Ausdauer des Probanden von diagnostischem Wert, d.h. eine höhere Geschwindigkeit kann länger beibehalten werden [55].

2.4.5 Fragebogen

Nicht alle Veränderungen, die während des Lokomat[®]-Trainings auftreten, lassen sich mit den bisher aufgeführten Evaluationsmethoden erfassen und beurteilen. Aus diesem Grund haben wir einen Fragebogen entwickelt, der nach Abschluss eines Trainings-Block zugeschickt, und von Eltern bzw. den Kindern selbst, beantwortet wird (siehe S.38). Es werden vor allem alltagsspezifische sowie individuelle Veränderungen und ihre Beständigkeit im weiteren Verlauf erfasst.

Evaluationsfragebogen nach Lokomat[®]-Therapie



Bitte kreuzen Sie an, ob sich folgende Punkte **direkt** nach dem Training verändert haben beziehungsweise ob der Effekt **immer noch** anhält.

0 = keine Veränderung
1 = leichte Verbesserung
2 = deutliche Verbesserung
-1 = Verschlechterung

Gehstrecke	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Schrittlänge	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Geschwindigkeit	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Kraftzuwachs	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Stabilität im Gang & Standbild	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Reduktion der Muskelspannung	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Rumpfaufrichtung	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Mobilität im Alltag	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Treppensteigen	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	-1 <input type="checkbox"/>	ja, immer noch <input type="checkbox"/>
Wir würden das Training gerne wiederholen	Ja <input type="checkbox"/>		Nein <input type="checkbox"/>		

Bitte nennen Sie uns einen funktionellen Fortschritt in der Aktivität Ihres Kindes den Sie vor allem in alltagsrelevanten Situationen beobachtet haben.

Kritik und Verbesserungsvorschläge :

Vielen Dank, Ihr Loko-Team

2.5 Statistik

Die Rohwerte der Ergebnisse aus GMFM, Trainingsprotokollen sowie der Gehtests wurden in das Statistikprogramm SPSS Version 11.0 eingegeben und mit Hilfe des Wilcoxon-Test für nicht parametrische Stichproben wurde der relative Unterschied der Daten, gebildet aus den gemittelten Werten aller Probanden *vor* vs *nach* dem Training berechnet. Als *signifikant* wurden Ergebnisse mit $p < 0,05$ gewertet.

3 Ergebnisse

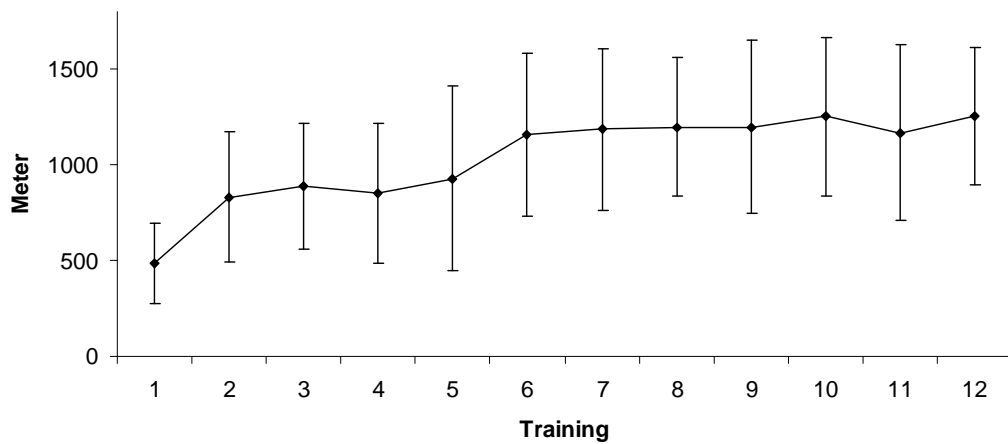
23 von 24 Patienten konnten das Training erfolgreich beenden. Bei einem siebenjährigen Jungen mit bilateral spastischer CP (Patient #9) musste der Therapieblock aufgrund einer Patellarsehnenreizung nach dem 4. Training abgebrochen werden.

3.1 Sicherheit

Die Roboter-gestützte Laufbandtherapie ist eine sichere Therapiemethode. Während des Trainings haben die Lokomat[®]-internen Sicherheitssensoren jede Tonuserhöhung registriert und im Bedarfsfall den Apparat gestoppt um jegliche Verletzung zu vermeiden. Die Sensibilität der Sensoren im Kindermodul ist sogar so hoch, dass wir bei einem Patienten, der glücklicherweise mit seiner Oberschenkellänge genau an der Grenze zwischen Kinder,- und Erwachsenen-Modul war, auf das Erwachsenen-Modul umgestiegen sind, da ein kontinuierliches Training durch die häufigen Unterbrechungen bei nur geringster Tonuserhöhung im Kinder-Modul nicht möglich war. Zu jeder Zeit war mindestens ein Therapeut anwesend, der alle drei Minuten über eine Fernsteuerung seine Anwesenheit bestätigte. Blieb die Bestätigung aus stoppte der Lokomat[®] augenblicklich. So war auch der persönliche Kontakt mit den Patienten immer gewährleistet und auf jede Befindlichkeitsänderung konnte umgehend reagiert werden. Ein für den Patienten gut erreichbarer Notknopf zur sofortigen Beendigung der Therapie wurde nie ernsthaft benötigt. Die bei einem Patienten aufgetretene Patellarsehnenreizung ist auf die generell sprunghaft gesteigerte Bewegung zurückzuführen, da er normalerweise im Rollstuhl sitzt. Druckstellen unter den Führungsmanschetten konnten durch eng anliegende Strumpfhosen ohne Faltenwurf vermieden werden. Weitere unerwünschte Nebenwirkungen traten nicht auf.

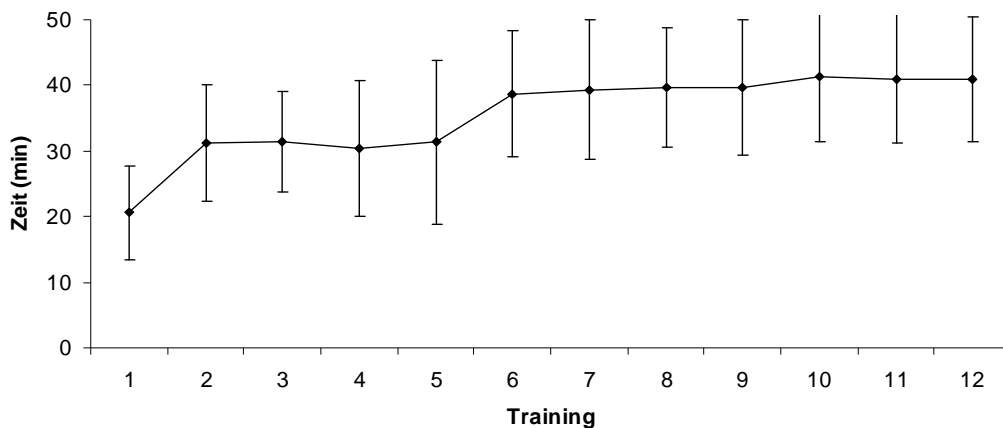
3.2 Laufristanz und Trainingszeit

Laufristanz und Trainingszeit konnten während des Therapieblocks kontinuierlich gesteigert werden. Die kumulativ gelaufene individuelle Strecke betrug durchschnittlich 12,9 km (5,7 – 19,8 km; Standardabweichung 3,9) (siehe Abb.-14). Die individuelle Trainingsdauer betrug durchschnittlich 34:30 min (20:00 -43:00min, Standardabweichung 07:30 min) (siehe Abb.-15).



Gemittelte Gehstrecke in Metern im Verlauf der 12 Trainingseinheiten.

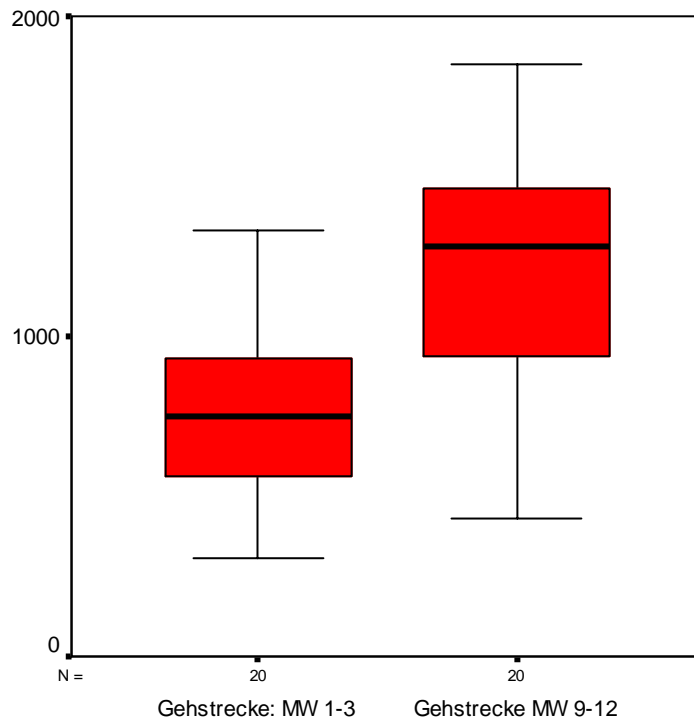
Abb.-14



Zunahme der Trainingszeit in Minuten im Verlauf der 12 Trainingseinheiten.

Abb.-15

Noch deutlicher wird die Steigerung der Gehstrecke in der folgenden Graphik (Abb.-16) Verglichen wurde der Mittelwert der ersten 3 Trainings, mit dem der letzten 3.

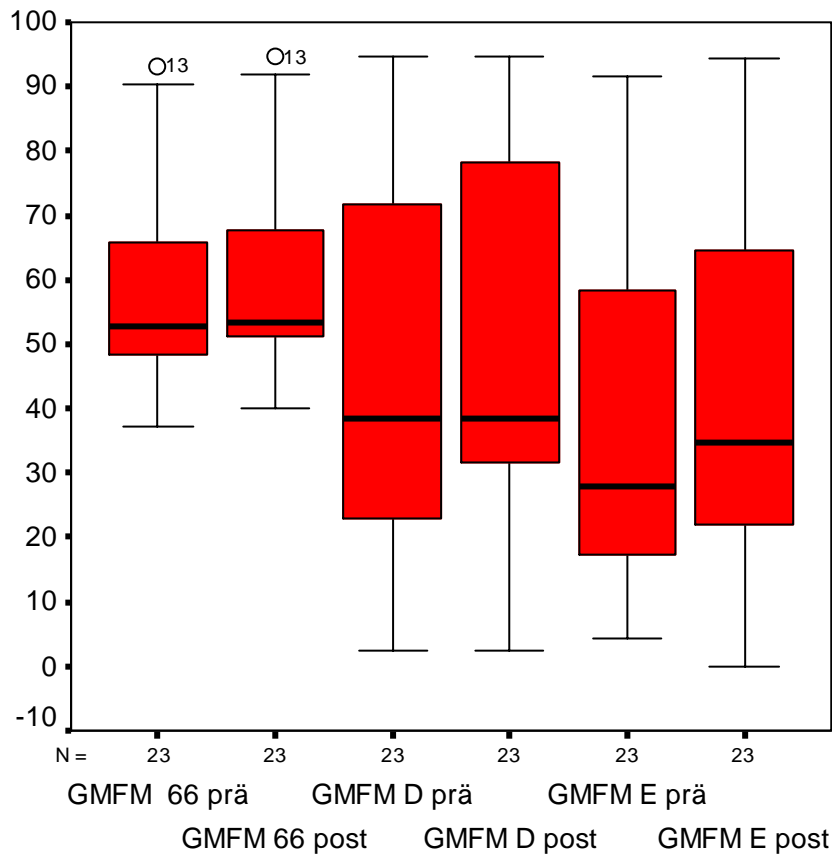


Steigerung der gemittelten Gehstrecke in den letzten 3 Trainings im Vergleich zum Trainingsbeginn. Abb.-16

3.3 Auswertung der GMFM

Zur Evaluation der motorischen Fähigkeiten haben wir die GMFM 66 durchgeführt, mit den Dimensionen D „Stehen“ und E „Gehen“ als definierten Zielbereich. In der Dimension D kam es zu einer durchschnittlichen Verbesserung um 5,8% von 44.0% (7.7-94.9%, Standardabweichung 29.6) auf 49.8% (12.8-94.5%, Standardabweichung 28.8, $p=0.003$). Ähnliches wurde in der Dimension E beobachtet: Es kam zu einer Verbesserung um 4,8% von 37.1 (12.5-91.7%, Standardabweichung 26.4) auf 41.9% (12.5-94.5%, Standardabweichung 28.7, $p=0.004$) (siehe nachfolgendes Diagramm). Keiner der Patienten musste in der Postevaluation während des Tests eine *Verschlaufpause* einlegen, wohingegen es in der Präevaluation noch bei drei Patienten nötig gewesen war.

	prä Training	post Training
GMFM D	44.0 (± 29.6)	49.8 (± 28.8) $p=0.003$
GMFM E	37.1 (± 26.4)	41.9 (± 28.7) $p=0.004$
GMFM 66	57.5 (± 14.6)	59.6 (± 15) $p<0.001$



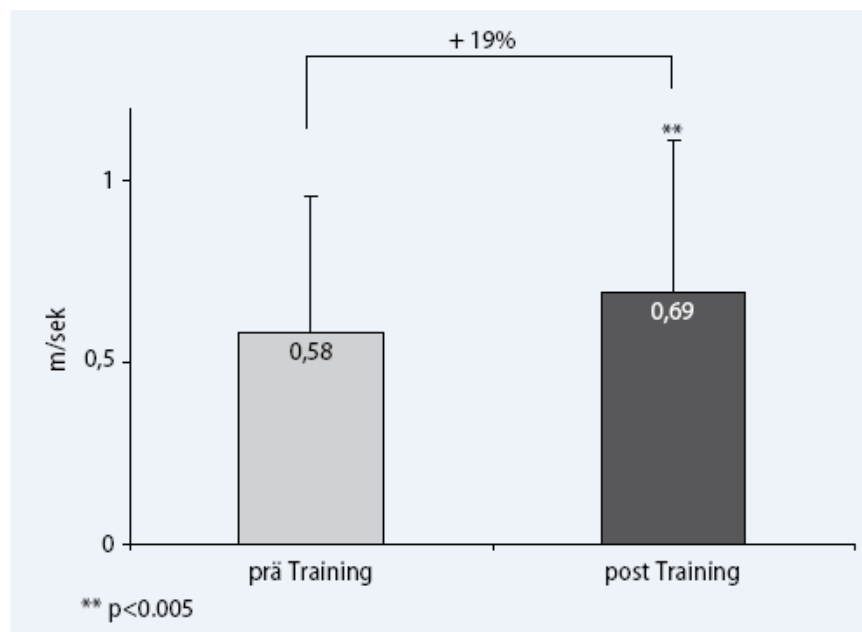
Vergleich der Veränderungen in den Zielbereichen zum Gesamt GMFM 66

Abb.-17

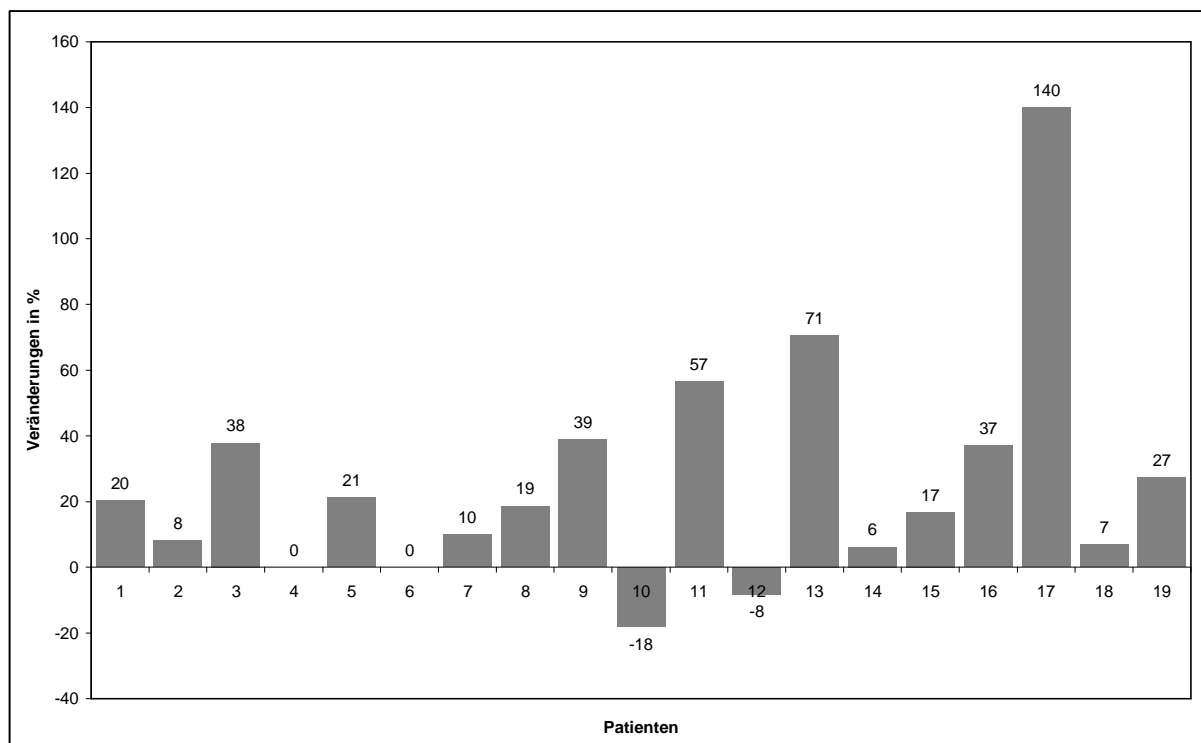
Die Verbesserung der Kinder in der Gesamt Version GMFM 66 ist minimal, jedoch aufgeschlüsselt in die Zielbereiche wird die Veränderung deutlicher. In der Dimension D (Stehen) haben sich nicht alle gleichermaßen verbessert, allerdings ist ein signifikanter Aufwärtstrend erkennbar. In der Dimension E (Gehen, Rennen und Springen) ist eine Medianverschiebung zu sehen, d.h. die Hälfte der Probanden haben nach dem Lokomat® Training einen deutlich besseren GMFM-Wert erreicht.

3.4 10-Meter Gehstest (Geschwindigkeit)

Die Zeit, in der die Patienten 10 Meter zurücklegen konnten, verringerte sich nach dem Training signifikant (10m Gehstest, Abbildung 18, 19). Die Patienten verbesserten sich von durchschnittlich 0,58 m/s (0,11-1,43m/s, Standardabweichung 0,39) auf 0,69m/s (0,14-1,54m/s, Standardabweichung 0,42) entsprechend einer Verbesserung von 19% ($p=0.005$).



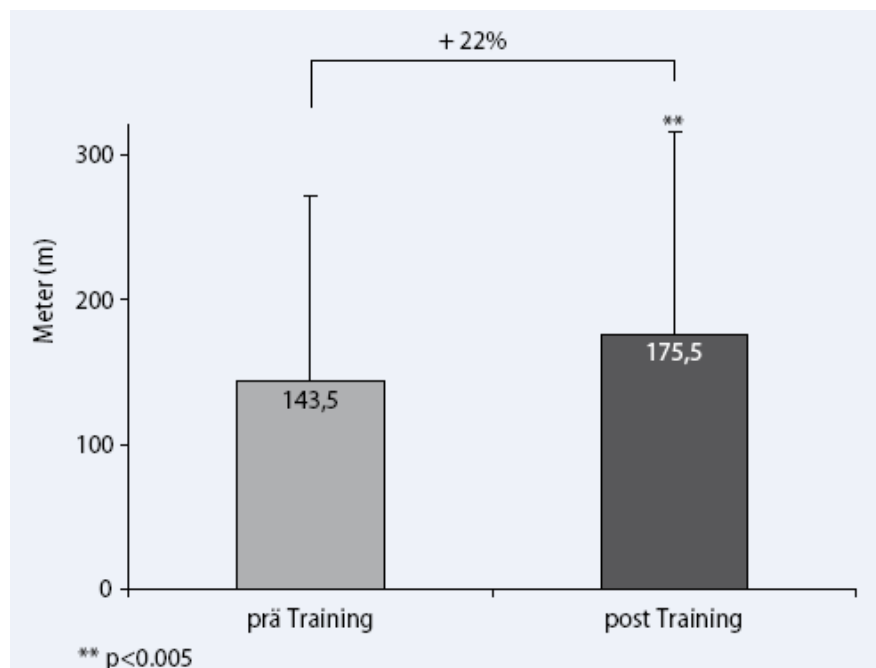
n=19- Der Vergleich des 10 MWT vor und nach dem Training zeigt eine signifikante Verbesserung Abb.-18



Die Aufschlüsselung der prozentualen Veränderungen für jeden einzelnen Patienten macht die hohe Streubreite der Ergebnisse deutlich. Abb.-19

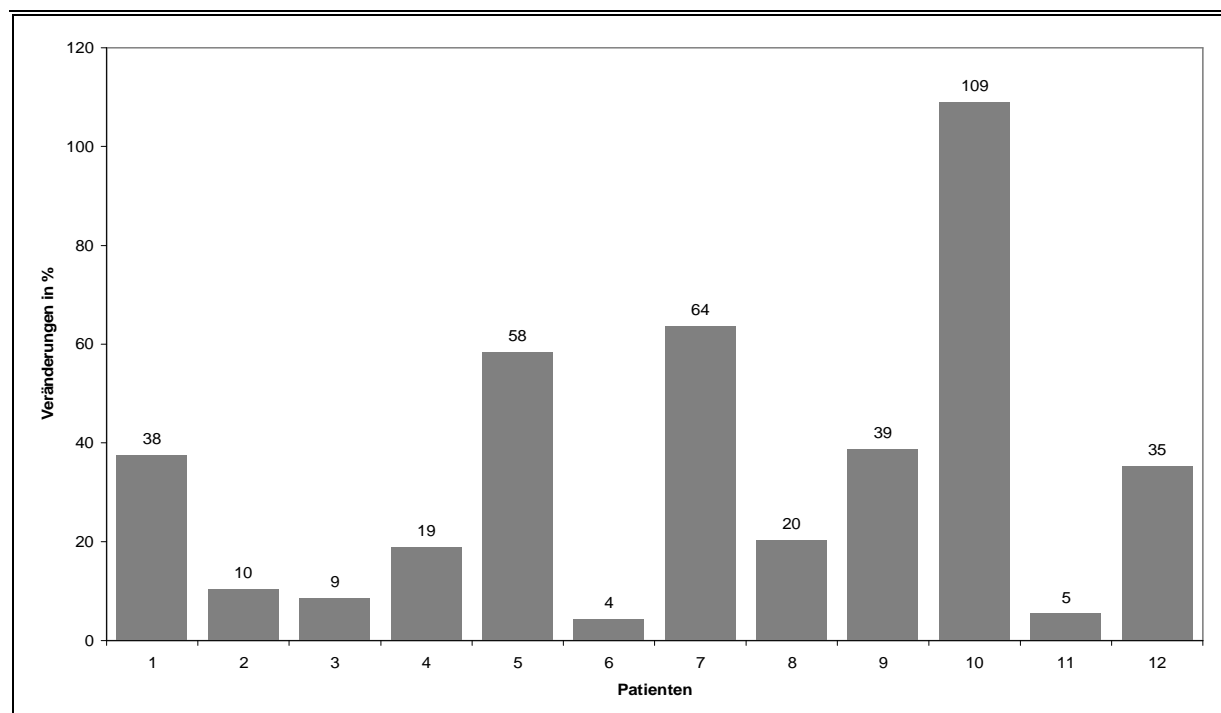
3.5 6-Minuten Gehtest (Ausdauer)

Bei 12 Patienten wurde die Ausdauer mittels 6-min Lauftest evaluiert (Abbildung 21, 22). Es kam zu einer Verlängerung der in 6 Minuten gelaufenen Strecke von durchschnittlich 143.5m (22.0-395.0m, Standardabweichung 126.1) auf 175.5m (36.0-490.0m, Standardabweichung 141.0) entsprechend einer Verbesserung von 22% ($p=0.005$).



n=12 Der Vergleich des 6-MWT vor und nach dem Training zeigt ebenfalls eine signifikante Verbesserung.

Abb.-20

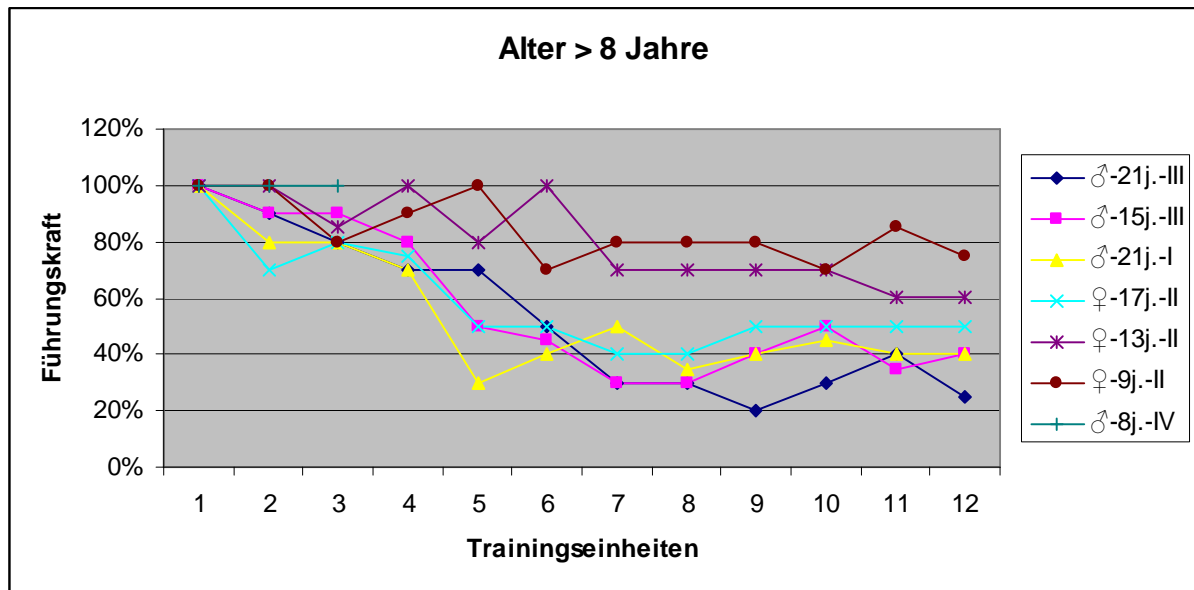


Veränderung der einzelnen Probanden in Prozent.

Abb.-21

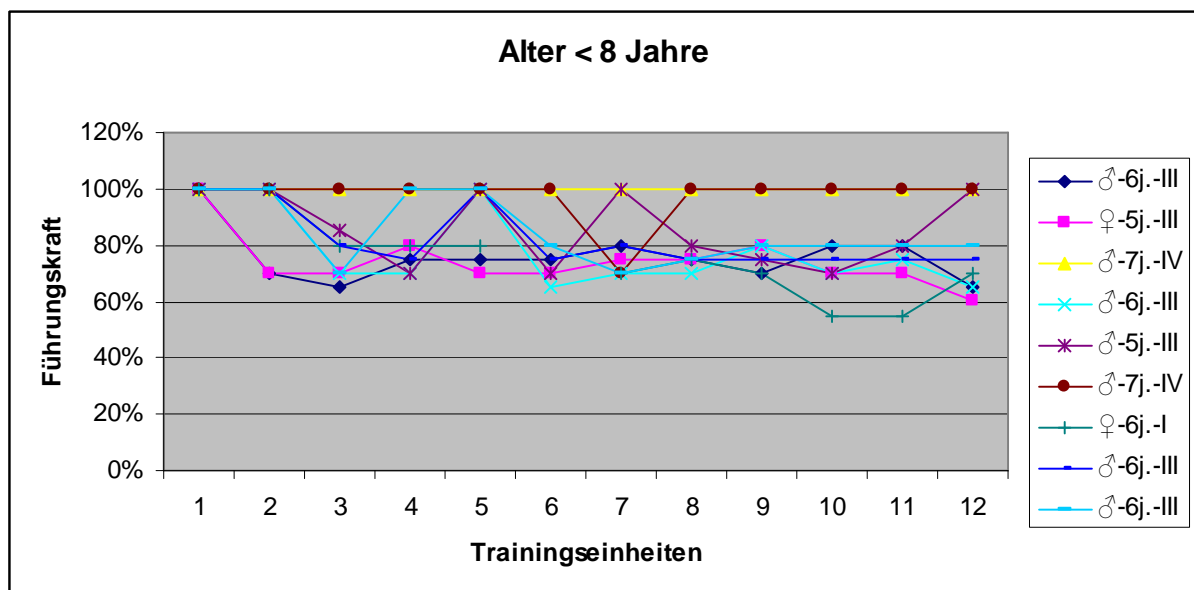
3.6 Reduktion der Führungskraft

Die Reduktion der Führungskraft und damit die Kraftübernahme durch den Probanden war nicht in allen Fällen möglich, bzw. steigerungsfähig. Die altersbezogene Auswertung (Abb.-22 und -23) weist einen deutlichen Unterschied auf. Während bei den Älteren im Laufe der Trainingseinheiten die Reduktion der Führungskraft von 100% bis auf 20% möglich ist, bewegen sich die Jüngeren konstant im oberen Drittel bis max. 60 %, bzw. bei zweien ist die eigene Kraftübernahme gar nicht möglich.



Reduzierbarkeit der Führungskraft im Therapieverlauf bei den über 8-jährigen.

Abb.-22



Reduzierbarkeit der Führungskraft im Therapieverlauf bei den unter 8-jährigen.

Abb.-23

3.7 Fragebogen

Die Auswertung der Fragebögen zur Erfassung der subjektiven Veränderungen zeigt bei den 11 Patienten die unseren Fragebogen ausgefüllt zurückgeschickt haben einen Zugewinn im individuellen Alltag. Jeder der befragten Patienten würde das Training gern wiederholen. In Tabelle 3 wird die Verteilung der gewählten Punktwerte, bzw. in Abb.-24 die prozentuale Verbesserung in den einzelnen bewerteten Kategorien deutlich. Abb.-25 zeigt, dass insgesamt fast alle Probanden einen leichten bis deutlichen Zugewinn nach dem Roboter-gestützten Laufbandtraining verzeichnen.

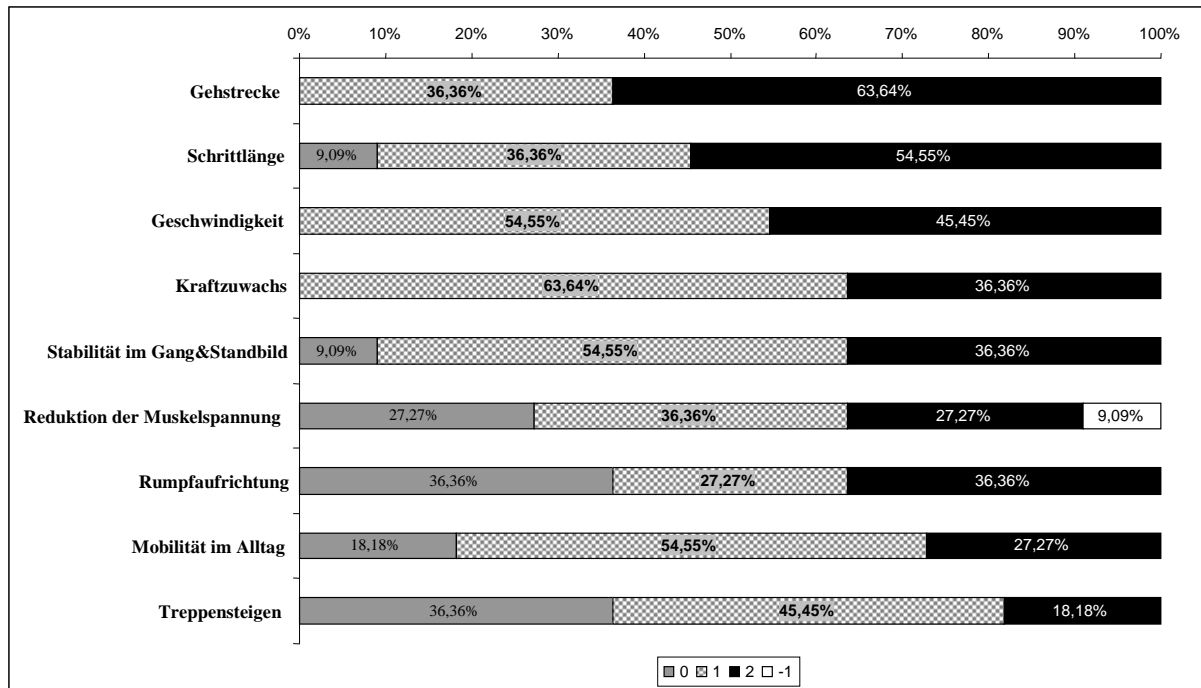
Tabelle 3	0	1	2	-1
Gehstrecke		4	7	
Schrittlänge	1	4	6	
Geschwindigkeit		6	5	
Kraftzuwachs		7	4	
Stabilität im Gang&Standbild	1	6	4	
Reduktion der Muskelspannung	3	4	3	1
Rumpfaufrichtung	4	3	4	
Mobilität im Alltag	2	6	3	
Treppensteigen	4	5	2	

	ja	nein
Wiederholung	11	

0= keine Veränderung; 1= leichte Verbesserung; 2= deutliche Verbesserung; -1= Verschlechterung

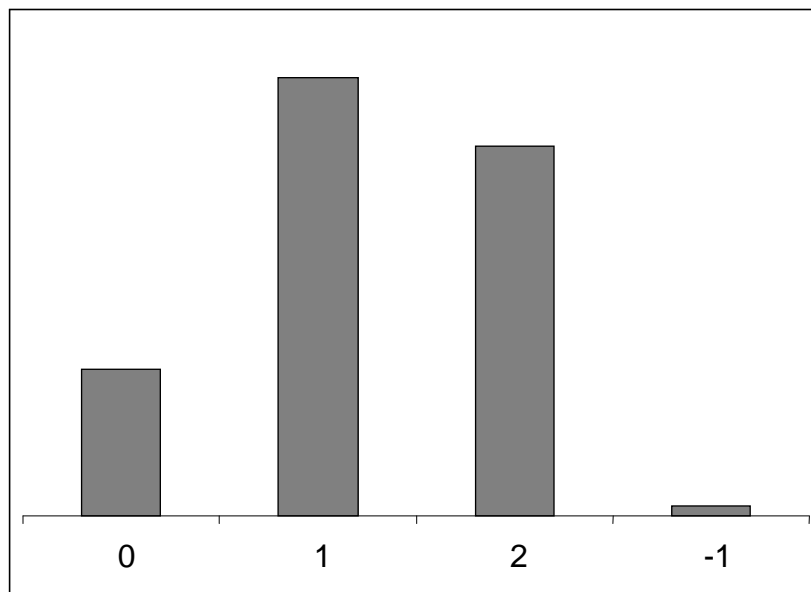
Verteilung der von den Patienten/ Eltern angegebenen Punktwerte

Tab.-3



Aufschlüsselung der prozentualen Verbesserung in den einzelnen Parametern.

Abb.-24



0 = keine Veränderung
 1 = leichte Verbesserung
 2 = deutliche Verbesserung
 -1 = Verschlechterung

Die Verteilung der gewählten Punktwerte zeigt deutlich, dass sich fast alle Probanden leicht bis deutlich verbessert haben.

Abb.-25

4 Diskussion

Der Einsatz der Roboter-gestützten Laufbandtherapie bei Kindern mit zentralen Gangstörungen ist ein viel versprechender Ansatz zur Steigerung motorischer Fähigkeiten und einem damit verbundenen Zugewinn an Mobilität im Alltag. Die Erfahrung aus der vorliegenden Studie zeigt, dass es nicht nur eine effektive und sichere, sondern darüber hinaus auch angenehme und gut anwendbare Therapieform ist und zwar für alle GMFCS- Stufen. Keiner der rekrutierten Patienten fiel wegen mangelnder Compliance aus.

4.1 Evaluation

Die Evaluation der Ergebnisse vor und nach der Therapie lässt mit großer Sicherheit den Schluss zu, dass die erreichten Verbesserungen auf die Roboter-gestützte Laufbandtherapie zurückzuführen sind, da in einem Zeitraum von nur 4 Wochen nicht mit solch signifikanten, *natürlichen* Entwicklungsschritten zu rechnen ist und es, vom Laufbandtraining abgesehen, zu keiner zusätzlichen Therapieerweiterung kam [15].

4.1.1 Probetraining

In allen erhobenen Evaluationsparametern wird ein Aufwärtstrend deutlich, jedoch weisen die Ergebnisse eine hohe individuelle Varianz auf. Beispielsweise bei der Messung des 10 m Gehtest muss in Betracht gezogen werden, dass die beiden Patienten die bei der Postevaluation im Vergleich zur Präevaluation ein schlechteres Ergebnis hatten, während des Therapieblocks mit Botulinumtoxin behandelt wurden, da ein Weiterführen der Laufbandtherapie durch einen zu hohen Muskeltonus und die daraus resultierende andauernde Unterbrechung durch das Sicherheitssystem des Lokomat[®] unmöglich geworden war. Um solche Bedingungsänderungen zu vermeiden ist ein, vor Therapiebeginn, durchgeführtes Probetraining essentiell. Ist ein Training ohne vorherige Botulinumtoxin Injektion nicht möglich, sollte die Injektion in einem für das Training sinnvollen Zeitabstand erfolgen (nicht zwischen der Prä,- und Postevaluation). Das Probetraining ist außerdem eine gute Möglichkeit die Kinder bereits an Gerät und Therapeuten zu gewöhnen, sodass beim eigentlichen Trainingsbeginn nicht mehr mit Berührungsängsten zu kämpfen ist. Ein gut strukturiertes Probetraining erspart Zeit im eigentlichen Block und erhöht die Aussagekraft der Evaluationsergebnisse.

4.1.2 Laufdistanz und Trainingszeit

Während des Trainingsblockes wurden durchschnittlich 43min Trainingsdauer erzielt, eine Zeit, die aufgrund der Limitation durch die physische Belastbarkeit des zuständigen Physiotherapeuten mit konventionellem Laufbandtraining nicht zu erreichen ist. In bisherigen Studien wurden mit dem konventionellen Laufbandtraining mittlere Trainingszeiten von 20 min. erreicht [44] [56] [57]. Im Verlauf eines Therapieblockes konnten bei fast allen Probanden Trainingszeit und damit auch Trainingsstrecke kontinuierlich gesteigert werden. Diese Steigerung ist allerdings nur bedingt aussagekräftig, bzw. verdeutlicht nicht bei allen Teilnehmern den zunehmenden Trainingseffekt. Unsere Studie wurde in einem ambulanten Rahmen durchgeführt, daher konnten wir uns pro Patient und Trainingseinheit nur jeweils eine Stunde Zeit nehmen. Während 1 Stunde bei schwerer betroffenen Patienten, die mit einer Trainingszeit um die 15 min und einer Strecke von ca. 250m beginnen und im Verlauf 40-45 min und um die 1000m erreichen können ausreicht, kann bei den weniger stark betroffenen die bereits mit einer Trainingszeit von 40 min und einer Strecke von 1000m starten rein zeitlich keine deutliche Steigerung erreicht werden. Diese Kinder erreichen somit nicht ihre Belastungsgrenze und daher ist eine Steigerung ihrer Ausdauer nur anzunehmen aber nicht anhand unserer Trainingsprotokolle und damit anhand der bereits aufgeführten Tabellen zu belegen. Um auch diese Patienten an ihre Belastungsgrenzen zu bringen haben wir bei ihnen die Führungskraft, sowie die Gewichtsübernahme des Gerätes deutlich gesenkt. Die dadurch erreichte Belastungssteigerung lässt sich allerdings nicht mit so objektiven Größen wie Strecke und Zeit in Relation setzen, und daher schlecht mit den Gesamtdaten vergleichen.

4.1.3 GMFM

Bei der Evaluation der motorischen Fähigkeiten mittels GMFM zeigte sich eine signifikante Verbesserung der Dimension E („Gehen“), was wir aufgrund der Aufgabenspezifität der Therapieform auch erwartet hatten. Interessant ist eine ebenso signifikante Verbesserung der Dimension D („Stehen“), was bei dieser Therapieform nicht unmittelbar trainiert wird, jedoch spiegelt es die allgemeine Erhöhung der Rumpfstabilität und den funktionellen Muskelzuwachs wider. Unsere Ergebnisse zeigen deutlich, dass die gewählten Zielbereiche gut geeignet sind um die Effektivität der Roboter-gestützten Laufbandtherapie aufzuzeigen und das mit dieser Intervention wirklich *gehen* trainiert wird.

Bisher gibt es wenige Untersuchungen zu Veränderungen der GMFM in Zusammenhang mit Gewichts-entlasteten Laufbandtraining bei Kindern mit CP. Zwei Studien zur konventionellen Laufbandtherapie mit Evaluation der GMFM Dimensionen E und D möchte ich hinsichtlich

ihrer Ergebnisse, bzw. zum Vergleich mit unserer Studie etwas genauer darlegen. Dies ist zum einen eine Studie aus Taiwan in welcher nach einem durchschnittlich 30 Einheiten umfassenden Training 8 Kinder hinsichtlich ihrer Veränderungen in den Dimensionen E und D der GMFM untersucht wurden [56]. Die Evaluation der Parameter erfolgte insgesamt dreimal, in jeweils 12-wöchigem Abstand. Zweimal vor Beginn der therapeutischen Intervention um den Trainingserfolg gezielt von allgemeinen Entwicklungsschritten abzugrenzen sowie einmal im Anschluss daran. Die Verbesserungen der Kinder lagen bei 8,4% in der Dimension D, sowie 10,6% in der Dimension E. Eine weitere gut publizierte Studie ist jene von Schindl aus dem Jahre 2000 [57]. 10 Kinder mit CP wurden in einem ebenfalls ambulanten Rahmen über einen Zeitraum von 12 Wochen in insgesamt 36 Einheiten für durchschnittlich 25min trainiert. Sechs der insgesamt 10 Kinder waren dauerhaft auf einen Rollstuhl angewiesen und erreichten daher in den Dimensionen D und E des GMFM von vornherein relativ niedrige Werte. Die Ergebnisse der Studie sind mit einer durchschnittlichen Verbesserung des GMFM-Scores von 10,9% auf 15,9% in der Dimension D und von 9,8% auf 14,1% in der Dimension E gut und decken sich weitgehend mit unseren Erfahrungen. Zu bedenken ist jedoch der hohe Anteil der auf den Rollstuhl angewiesenen Patienten (6 von 10), im Gegensatz zu unseren Patienten, die zwar meist auf Hilfsmittel, jedoch nur in Ausnahmefällen dauerhaft auf den Rollstuhl angewiesen waren und daher eine Verbesserung der Mobilität anders zu bewerten ist. Gibt man die Bandbreite der individuellen prozentualen Verbesserungen an, erstrecken sich diese in unserer Studie von -13% bis +100%. Diese, in all unseren Ergebnissen aufgetretene breite Streuung verdeutlicht einmal mehr wie vielschichtig und komplex das Krankheitsbild der Cerebralparese ist und wie unterschiedlich die individuelle Modulierbarkeit der motorischen Fähigkeiten ist. [56]

4.1.4 10-Meter Gehtest

Die Verbesserung des 10MWT um insgesamt 19% ($p=0.005$), ist statistisch signifikant. Diese Verbesserung deckt sich mit den Erfahrungen die in Studien mit konventionellem gewichtsentslasteten Laufbandtraining erzielt wurden [44], ebenso wie mit den Ergebnissen aus der Roboter-gestützten Laufbandtherapie bei Erwachsenen nach einem Schlaganfall [58]. Wie jedoch in der Abb.19 deutlich zu sehen, ist die Streubreite der individuellen Ergebnisse hoch. Bei den Probanden #10 und #12, die beide einen negativ Wert erreichen wurde während des Therapieblockes Botulinumtoxin injiziert, was für ein Fortführen des Trainings notwendig war, sich auf die Gesamtkörperspannung jedoch zunächst negativ ausgewirkt hat und somit keinen Vergleich zum präevaluativ erreichten Wert zulässt. Auch die individuelle Tagesform, trägt sicherlich zur großen Varianz der Testergebnisse bei. Wie in Material und Methoden

bereits erwähnt gibt es zwei Varianten die 10 m Strecke zu messen, entweder als 14m mit jeweils 2 Metern Beschleunigungs und Bremsphase, oder als 10 m Gesamtstrecke. Wir haben uns für die zweite Variante entschieden, da Kinder mit Cerebralparese oft Schwierigkeiten in der Initiierung von Bewegung haben und wir anhand dieser Version des 10 MWT sehen wollten, ob das Lokomotionstraining auch das Initiieren von Bewegungsabläufen erleichtert. In Anbetracht der insgesamt deutlichen Geschwindigkeitssteigerung auf einer relativ kurzen Strecke ist auch davon auszugehen, dass den Probanden nach dem Training bereits der *Start* leichter fällt.

4.1.5 6-Minuten Gehtest

Die Verbesserung im 6-min Gehtest betrug 22% ($p=0.005$) und ist ebenfalls statistisch signifikant. Die Patienten konnten ihre Wegstrecke um durchschnittlich 32m verlängern. Diese Ergebnisse zeigen, dass es den Patienten nicht nur möglich war schneller zu laufen, wie bereits durch den 10-MWT gezeigt, sondern dass sie auch ihre Ausdauer erhöht haben und damit in der Lage sind eine höhere Geschwindigkeit auch über einen längeren Zeitraum zu halten. Die Tatsache, dass alle Patienten im 6-MWT eine Verbesserung erreicht haben, zeigt, dass durch das Training Ausdauer noch besser trainiert wurde als Geschwindigkeit. Auch jene Patienten die in der Präevaluation des Testes noch Pausen benötigten, waren nach dem Training in der Lage 6 Minuten am Stück zu gehen und dadurch eine längere Strecke zurückzulegen, auch bei möglicherweise unveränderter Geschwindigkeit.

4.1.6 Fragebogen

Um Veränderungen zu erfassen die über Geschwindigkeit und Ausdauer hinausgehen haben wir einen speziell auf das Lokomat[®]-Training ausgerichteten Fragebogen entworfen, der auch jene Veränderungen erfassen soll die sich im Alltag der Patienten bemerkbar gemacht haben und die in der standardisierten und damit etwas engen Form der GMFM oder der Gehtests nicht erfasst werden konnten. Viele Eltern berichteten uns beispielsweise über eine bessere Rumpfaufrichtung ihrer Kinder, oder eine deutliche Verbesserung im Treppensteigen, was wir anhand einer individuellen Videodokumentation (vorher/nachher) ebenfalls verifizieren konnten. Zwei unserer Patienten waren nach dem Training in der Lage einige Treppenstufen frei zu gehen, was zuvor nur mit Unterstützung (Treppengeländer/Hilfsperson) möglich gewesen war. Durch die Kombination aus verbesserter Flexion, wie zum Treppensteigen benötigt, mit der zu 91% angegebenen Schrittverlängerung sowie einer allgemein erhöhten Gang,- und Standsicherheit wird die Überwindung von Hindernissen im Alltag erleichtert und resultiert in einer allgemein erhöhten Mobilität im täglichen Leben. Der einzige Negativwert

wurde in der Reduktion der Muskelspannung angegeben, allerdings ist gerade das ein Parameter der über einen Zeitraum von 4 Wochen schwer objektiv zu beurteilen ist. Hier wird die mechanische Messung durch das überarbeitete L-Stiff Programm des Lokomat® eine genauere Beurteilung erlauben. Die L-Stiff-Software war zum Zeitpunkt dieser Studie für das Kinder-Modul noch nicht ausgereift, hatte aber in der Vergangenheit in der Arbeit mit Erwachsenen schon deutliche Erfolge in der Reduktion der Muskelspannung gezeigt [59]. Für drei Parameter wurden ausschließlich Verbesserungen angegeben, wie erwartet für *Gehstrecke* und *Geschwindigkeit*, jedoch auch der Parameter *Kraftzuwachs* hat sich bei allen positiv verändert, was ein erneuter Hinweis für die körperliche Beanspruchung im Sinne eines Kraft und Ausdauertrainings ist.

4.2 Körperliche Beanspruchung

Kraft und Muskeln sind eine der Grundvoraussetzungen für Ausdauer und Schnelligkeit und Muskeln wachsen nur durch Training. Es stellt sich die Frage wie man ein Roboter-gestütztes Training körperlich anstrengend und damit Muskel aufbauend gestalten kann. Voraussetzung hierfür ist die aktive Mitarbeit des Patienten und daraus resultierend die Möglichkeit die, mechanische Unterstützung kontinuierlich abzubauen und zwar durch Reduktion der Führungskraft. Die Motivation hierfür lässt sich bei älteren Patienten deutlich besser erreichen als bei den jüngeren Patienten (siehe Abb.22 & 23), da ihnen der Sinn und Zweck des Trainings besser bewusst zu machen ist. Möglichkeiten und Methoden diese aktive Mitarbeit auch bei den Jüngeren, bzw. kognitiv beeinträchtigteren Patienten zu erreichen sind im Abschnitt *Motivation und Biofeedback* ausführlich erläutert. Doch auch beim Training mit fast vollständiger Führungskraft wird der Bewegungsapparat beansprucht und gefordert. Bei einem Patienten, der üblicherweise ganztägig im Rollstuhl sitzt, trat nach dem 4. Training eine Patellarsehnenreizung auf. Dies war für diesen Patienten ein relevantes Abbruchkriterium, da ein weiteres Training aufgrund der schmerzhaften Bewegungseinschränkung im Knie nicht mehr möglich war. Für Kinder mit einer höhergradigen GMFCS Stufe, bzw. Kinder die einen Großteil ihres Alltags im Rollstuhl verbringen, muss eventuell ein individuell gestaltetes Trainingsprotokoll entworfen werden, da sie einem plötzlich sprunghaft gesteigerten Bewegungspensum wie in der Blocktherapie unserer Studie angewandt nicht in gleichem Maße gewachsen sein können. Vergleiche mit Roboter-gestützter Laufbandtherapie bei erwachsenen Patienten nach Querschnittslähmung oder Schlaganfall liefern eindeutige Ergebnisse zu Kraftzugewinn und Wiedererlangen ihrer Gehfähigkeit. Doch genau in diesem *Wieder-erlangen* steckt der grundsätzliche Unterschied zu unserer Untersuchung. Grundsätzlich ist davon auszugehen, dass bei

Querschnittsgelähmten oder Schlaganfallpatienten erst ein plötzliches Ereignis der Auslöser für den Verlust der Gehfähigkeit ist, sie jedoch zunächst eine neurologisch und motorisch unauffällig Entwicklung durchlaufen haben. Zahlreiche Studien belegen sowohl beim Menschen als auch im Tierversuch, dass das Zurückerlangen einer ursprünglich normal entwickelten Fähigkeit eine andere Erfolgchance zu haben scheint als ein Neugewinn neurologisch/motorischer Fähigkeiten [60];[46];[61]. Dass die beschriebene Intervention dennoch einen signifikanten Erfolg zeigt, verdeutlicht, dass die Roboter-gestützte Laufbandtherapie mehr ist als ein bloßes körperliches *Training*, sondern in der Lage zu sein scheint die Hypothese autonomer Bewegungsgeneratoren auch beim Menschen zu unterstützen.

4.3 Spinale Modulierbarkeit vs Eigenantrieb

Wie in der Einleitung bereits erwähnt, besteht ein allgemeiner Konsens darüber, dass sich motorisches Lernen in einem bestimmten Zeitfenster vollzieht, und zwar bei CP- Kindern bis zum 7. Lebensjahr, in einigen Studien bis zum 9. Lebensjahr, doch nicht darüber hinaus [19]. Diese Annahme konnten wir nicht bestätigen, denn alle Probanden (4 – 21 Jahre) haben sich deutlich verbessert. Für eine besondere Steigerung bei den unter 7 jährigen konnten wir, zumindest im Rahmen der Blocktherapie, keinen Anhaltspunkt finden. Denkbar ist jedoch, dass die jüngeren von einem alltags begleitenden Training mehr profitieren können und vielleicht in der Lage sind im Verlauf der Therapie eine bessere GMFCS Stufe zu erreichen, da sie in ihrer motorischen Entwicklung noch modulierbar und dadurch besser zu fördern sind. Ob, und in welchem Ausmaß dies erreichbar ist müssen die Ergebnisse einer bereits laufenden Langzeitstudie zeigen. Ein schwieriger Faktor ist die Balance zwischen motorischer Modulierbarkeit und Eigeninitiative. Die Älteren Probanden konnten eventuell durch besonderen Enthusiasmus und der Fähigkeit zu verstehen wofür sie trainieren und einer damit verbundenen gesteigerten Eigeninitiative einiges an fehlender motorischen Modulierbarkeit wettmachen, wohingegen die Jüngeren zwar funktionell die bessere Ausgangsposition hatten, sich jedoch eher „begehen“ ließen, anstatt aktiv mitzulaufen. Dies hat dazu geführt, dass bei den Jüngeren die Führungskraft nicht in gleichem Ausmaß reduziert werden konnte wie bei den Älteren, da hierfür die aktive Mitarbeit des Patienten erforderlich ist (siehe Abb.22 &23). Während der Trainingseinheiten konnten wir bei den Älteren die Führungskraft des Gerätes deutlich reduzieren und somit die eigene Aktivität im Vergleich zu den jüngeren Kindern signifikant steigern. In Bezug auf Ergebnisse einer Studie die die Auswirkungen aktiver im Vergleich zu passiver Bewegung auf den Motokortex zum Gegenstand hatte, müsste sich daraus eigentlich eine deutlich besseres Outcome der älteren Kinder ergeben [62].

Die Tatsache, dass sich in unserer Studie die Gesamtheit der Patienten durch alle Altersklassen hindurch verbessert hat widerspricht somit keiner der bisherigen Studien, dem allgemeinen Trainingserfolg liegen nur eventuell unterschiedliche Ansätze zugrunde. Diese Faktoren in einer Tabelle so in Relation zu setzen, dass die individuelle Belastungssteigerung sichtbar wird, ist schwer möglich. Gerade die Tatsache, dass sich die über 9-Jährigen in gleichem Maß steigern konnten ist ein neuer Aspekt in der Therapie der CP. In der September 2007 Ausgabe der *Developmental Medicine & Child Neurology* ist eine retrospektive Studie aus Kalifornien beschrieben, die die Entwicklung motorischer Fähigkeiten bei 7550 Kindern mit CP über einen Zeitraum von 15 Jahren (1987-2002) analysiert hat [63]. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass ein motorischer Zugewinn jenseits der Pubertät bisher kaum zu erreichen war, dass im Gegenteil mit zunehmendem Alter eher mit einem Funktionsverlust gerechnet werden musste. Unsere Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass mit der Roboter-gestützten Laufbandtherapie eine Möglichkeit gefunden wurde diesen Trend zu durchbrechen. Bezüglich der verschiedenen GMFCS Stufen kommen wir jedoch zu einem ähnlichen Ergebnis wie die kalifornische Studie. Bei Kindern mit einer GMFCS Stufe IV oder gar V ist bisher nicht damit zu rechnen, dass sie zu irgendeinem Zeitpunkt frei laufen werden. Hier muss das Therapieziel ein anderes sein, z.B. Gelenkversteifungen und Kontrakturen aufzuhalten oder Muskelstärkung beispielsweise für die Rumpfaufrichtung zu erreichen.

4.4 Roboter-gestützte vs konventionelle Laufbandtherapie

Eine Verbesserung in Geschwindigkeit und Ausdauer ist auch im konventionellen Gewichts-entlasteten Laufbandtraining wiederholt beobachtet worden [62];[55]. Aus einer Reihe von Studien in denen die Effektivität der konventionellen Gewichts-entlasteten Laufbandtherapie bei Kindern mit Cerebralparese untersucht wurde lässt sich unser Studienaufbau am besten mit einer australischen Studie aus dem Frühjahr 2007 vergleichen [44]. Zwar ist die Teilnehmerzahl der Australier geringer (7 vs 24) und deren Training erstreckte sich über einen Zeitraum von 6 Wochen im Vergleich zu 4 Wochen in unserer Studie, doch die Anzahl der Trainingseinheiten ist mit 12 Einheiten pro Kind gleich und auch der Altersdurchschnitt liegt jeweils bei ungefähr 8 ½ Jahren womit die Voraussetzung für eine gute Vergleichbarkeit der Studien gegeben ist. Die Ergebnisse von Dodd und Foley sind für den 10m Gehstest mit einer durchschnittlichen Geschwindigkeitsverbesserung von 4,21m/min, sowie einer Gehstreckenverlängerung im 10 min Gehstest von 19,81m angegeben. Rechnet man unsere Geschwindigkeitsverbesserung von durchschnittlich 0,11m/s zur besseren Vergleichbarkeit ebenfalls in m/min um erhält man 6,6m/min, bzw. eine Gehstreckenverlängerung im 6 min

Gehtest von durchschnittlich 32m. In beiden Parametern, Geschwindigkeit ebenso wie Ausdauer ergibt sich für unsere Studiengruppe ein höherer Wert, d.h. unsere Patienten sind insgesamt schneller, jedoch ist die prozentuale Steigerung nicht so deutlich wie von Dodd und Foley angegeben. Diese geben eine prozentuale Verbesserung im 10m Gehtest von 68% an und liegen damit deutlich über unserem durchschnittlichen Ergebnis von 19 %. Es bleibt jedoch zu bedenken, dass wir, betrachtet man individuelle Verbesserungen, ebenfalls Werte von bis zu 140 % (siehe Patient #17, 57 % bei Patient #11, 71 % bei Patient #13) erreicht haben, sich die durchschnittliche Verbesserung allerdings durch die höhere Gesamtanzahl der Patienten nach unten korrigiert. Die Patientenzahl bei Dodd und Foley ist mit nur 7 Patienten in der Experimentgruppe nicht mit den 24 Patienten in unserer Studie zu vergleichen. Im Bereich der Ausdauer erreichen Dodd und Foley keine statistische Signifikanz. Die Tatsache, dass wir in diesem Bereich eine signifikante Verbesserung erreichen konnten deckt sich mit der These, dass die Roboterassistierte Laufbandtherapie nicht durch die physiologischen Kapazitäten des Physiotherapeuten limitiert ist und dadurch bei gleich vielen Trainingseinheiten ein längeres, konstantes Training garantiert werden kann (maximal 30 min bei Dodd vs. durchschnittlich 45 min in unserer Studie). Zusätzlich fällt die bei unseren Patienten mittels Fragebogen erhobene Erhöhung der allgemeinen Stabilität sowie das von manchen Eltern berichtete flüssigere Gangbild ins Gewicht, da die Roboterassistierte Laufbandtherapie *runder* und gleichmäßiger ist, als es ein Physiotherapeut leisten kann.

4.5 Roboterassistierte Laufbandtherapie nach operativem Eingriff

Vier unserer Patienten wurden vor der Therapie mit dem Lokomat[®] bereits operiert (Z.n. Rectus-Transfer). Dies ist eine sehr geringe Fallzahl und darüber hinaus waren diese vier auch stärker betroffen als die übrigen mit einem allgemeinen GMFCS von IV, daher ist der Rückschluss vielleicht nicht direkt auf die OP zurückzuführen, jedoch ist aufgefallen, dass ein Training bei diesen Patienten mit erhöhten Schwierigkeiten, v.a. in der Knieflexion vergesellschaftet war. Häufiger als üblich ist das Lokomat[®]-interne Sicherheitssystem angesprungen und hat die Bewegung gestoppt. Erst nach einer zusätzlichen intramuskulären Botulinumtoxin-Injektion bei zwei der Patienten konnte das Training auch bei diesen Kindern ohne störende Zwischenstopps durchgeführt werden, allerdings ergaben sich hieraus die oben erwähnten Schwierigkeiten einer objektiven Prä-, Postevaluation.

4.6 Motivation und Biofeedback

Motivation und Begeisterung für aktives Laufen zu wecken, muss ein zukünftiges Ziel bei der Weiterentwicklung einer auf das Laufbandtraining abgestimmten Software sein. Eine kanadische Studie hat bereits den Einfluss von *virtual reality play* auf die Motivation von Kindern mit CP untersucht und ist zu dem Ergebnis gekommen, dass die Freude am Wettbewerb und das Messen mit Gleichaltrigen einen positiven Einfluss auf die Kinder hat [64]. Die Integration einer virtuellen, begehbaren Welt in das Training würde es sicherlich erleichtern das Training spielerisch effektiver zu gestalten, und somit auch jüngere, ebenso wie kognitiv schwächere Kinder, zur aktiven Mitarbeit zu bewegen. Die virtuellen Möglichkeiten sind enorm und darüber hinaus bereits erhältlich, denke man nur an Nintendos neuste Erfindung Wii, wo ein neuartiger Controller, der einer Fernbedienung ähnelt, über eingebaute Bewegungssensoren verfügt. Diese registrieren die Position und die Bewegungen des Controllers im Raum und setzen sie in entsprechende Bewegungen von Spielfiguren oder -elementen auf dem Bildschirm um. Würde man ähnliches in die Software der Robotergestützten Laufbandtherapie integrieren, ist es möglich die dreidimensionalen Bewegungen des Nutzers zu messen und dem Patienten ermöglichen mit gezielten Bewegungen, bzw. Muskelbeanspruchungen das Geschehen auf dem Bildschirm aktiv zu beeinflussen. Therapie wäre nicht mehr nur Training sondern ein virtuelles Erlebnis-spiel. In der Software des Lokomat[®] in der Version wie er zum Zeitpunkt unserer Untersuchung verfügbar war, ist ein Biofeedbacksystem eingerichtet dass dem Patienten eine Rückmeldung über die aufgewandte Muskelkraft geben soll. Eines der Motive ist ein *Smiley* dessen *Smile* sich abhängig von der aktiven Beteiligung des Probanden verbreitert oder schmälert. Wir haben die Erfahrung gemacht, dass diese Form des Feedbacks leider nicht ausreicht um die Kinder dauerhaft zu motivieren. Um ein Training dennoch über einen Zeitraum von ca. 40 min attraktiv zu machen gaben wir den Kindern die Möglichkeit mitgebrachte DVDs oder Musik-CDs abspielen zu lassen. Diese Methode ist sicher nicht die glücklichste, denn der laufende Film zieht einen beträchtlichen Teil der kindlichen Konzentration auf sich und lässt die Bewegung auf dem Laufband zur Nebensache werden, vor allem die jüngeren Kinder lassen sich *begehen* anstatt aktiv mitzulaufen. Hocoma arbeitet bereits an einem interaktiven Biofeedbackprogramm mit Hilfe dessen es den Probanden möglich sein wird sich in einer virtuellen Welt zu bewegen und aktivitätsspezifische Veränderungen zu erleben. Erste Schritte sind zum jetzigen Zeitpunkt bereits gemacht, benötigen jedoch noch eine klinische Testung [65]. Die Integration eines individuellen Biofeedback wird mit Sicherheit eine wertvolle Bereicherung sein, da, obwohl bereits die passive Bewegung die Lernfunktion des

Motokortex ansprechen kann, eine aktive Beteiligung des Probanden den Trainingseffekt noch deutlich erhöht, wie mittels TMS (Transkranieller-Magnet-Stimulation) bereits eindeutig nachgewiesen werden konnte [62].

4.7 Schlusswort

Die ersten Erfahrungen mit der Roboter-gestützten Laufbandtherapie haben gezeigt, dass eine gewisse kognitive Grundausstattung vorhanden sein muss, wenn ein Therapieerfolg wie in der Einleitung festgelegt, erreicht werden soll. Das Robotergestützte Laufbandtraining vermag nicht motorische Fähigkeiten aus dem Nichts hervorzubringen, es ist vielmehr eine Möglichkeit bestehende Fähigkeiten zu verbessern und weiterzuentwickeln.

Konkret heißt das, dass ein Kind das gar nicht laufen kann dies auch nach dem Training nicht können wird. Zumindest nicht wenn es nur als kurze Blocktherapie angedacht ist, für die Langzeittherapie liegen noch keine definitiven Ergebnisse vor, da wird es wahrscheinlich anders aussehen. Die Tatsache, dass wir jedoch auch in der verhältnismäßig kurzen Zeit von 4 Wochen und nur 12 Trainingseinheiten signifikante Verbesserungen erzielen konnten lässt auf die Zukunft hoffen, wenn die Roboter-gestützte Laufbandtherapie ein Bestandteil des normalen Therapiealltags für CP- Kinder sein könnte, mit regelmäßigem, wöchentlichen Training, am Besten im Anschluss an ein initiales Blocktraining. Dies ist allerdings auch immer eine Frage der Kapazitäten in der Trainingseinrichtung, und bisher liegen auch hierzu noch keine endgültigen Ergebnisse vor. Zukünftige Studien müssen daher ihr Augenmerk besonders auf Nachhaltigkeit und Langzeiterfolg richten. Bisher konnte jedoch bereits bei zwei Kindern die im Anschluss an unser Blocktraining auch weiterhin zum ambulanten Training kommen (1x/pro Woche) der Wechsel vom Rollator auf Vier-Punkt-Stöcke erreicht werden. Besonders dieses Ergebnis ist ein Anlass zu der Hoffnung, dass mit dem Robotergestützten Laufbandtraining eine Therapieform entwickelt worden ist, die eine signifikante Verbesserung in der motorischen Entwicklung ermöglicht und man es sich daher zum Ziel setzen sollte sie allgemein in den Therapiealltag von CP-Kindern zu integrieren.

Teile der Arbeit sind bereits in der Monatsschrift Kinderheilkunde 2007 155:529-534 unter dem Titel „*Robotergestützte Laufband-therapie für Kinder mit zentralen Gangstörungen*“ sowie in der Zeitschrift Movement Disorder im Januar 2008 unter dem Titel „*Improved gait parameters after robotic-assisted locomotor treadmill therapy in a 6-year-old child with cerebral palsy.*“ erschienen.

5 Literatur

1. Pott, C., *Lokomotionstherapie in der Neuro-Reha* PhysioPraxis (Thieme-Verlag), 2004. **10/04**.
2. Colombo, G., et al., *Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis*. J Rehabil Res Dev, 2000. **37**(6): p. 693-700.
3. Mulder, T., *Das adaptive Gehirn*. 2007, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 220.
4. Rosenbaum, P., et al., *A report: the definition and classification of cerebral palsy April 2006*. Dev Med Child Neurol Suppl, 2007. **109**: p. 8-14.
5. Paneth, N., T. Hong, and S. Korzeniewski, *The descriptive epidemiology of cerebral palsy*. Clin Perinatol, 2006. **33**(2): p. 251-67.
6. Himmelmann, K., et al., *Bilateral spastic cerebral palsy-Prevalence through four decades, motor function and growth*. Eur J Paediatr Neurol, 2007. **11**(4): p. 215-22.
7. Platt, M.J., et al., *Trends in cerebral palsy among infants of very low birthweight (<1500 g) or born prematurely (<32 weeks) in 16 European centres: a database study*. Lancet, 2007. **369**(9555): p. 43-50.
8. Bax, M., et al., *Proposed definition and classification of cerebral palsy, April 2005*. Dev Med Child Neurol, 2005. **47**(8): p. 571-6.
9. Volpe, J.J., *Brain injury in the premature infant--from pathogenesis to prevention*. Brain Dev, 1997. **19**(8): p. 519-34.
10. P.Duus, M.B., Michael Frotscher, Wilhelm Küker, *Duus Neurologisch-topische Diagnostik (Anatomie-Funktion-Klinik)*, ed. Duus. Vol. 8.Auflage. 2003: Georg Thieme Verlag. 56-65.
11. Krägeloh-Mann, I., *Zerebralpareesen*, in **Pädiatrie Grundlagen und Praxis**, S. Lentze , Schulte , Spranger, Editor. 2003, Springer - Verlag: Berlin - Heidelberg - New York. p. 1379 -1389.
12. Trepel, M., *Neuroanatomie - Struktur und Funktion*. zweite Auflage ed. 1999, München: Urban & Fischer Verlag. 223 -233.
13. SCPE, *Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE)*. Dev Med Child Neurol, 2000. **42**(12): p. 816-24.
14. Palisano, R.J., et al., *Stability of the gross motor function classification system*. Dev Med Child Neurol, 2006. **48**(6): p. 424-8.

15. WHO, *WHO Motor Development Study: windows of achievement for six gross motor development milestones*. Acta Paediatr Suppl, 2006. **450**: p. 86-95.
16. Michelsen, S.I., et al., *Social integration of adults with cerebral palsy*. Dev Med Child Neurol, 2006. **48**(8): p. 643-9.
17. Morris, C., et al., *Do the abilities of children with cerebral palsy explain their activities and participation?* Dev Med Child Neurol, 2006. **48**(12): p. 954-61.
18. Crothers, B. and R.S. Paine, *The Natural History of Cerebral Palsy*. Classics in Developmental Medicine No. 2, ed. R.G. Mitchell. 1988, Oxford, Philadelphia: Mac Keith Press.
19. Rosenbaum, P.L., et al., *Prognosis for gross motor function in cerebral palsy: creation of motor development curves*. Jama, 2002. **288**(11): p. 1357-63.
20. Bobath, B., *The very early treatment of cerebral palsy*. Dev Med Child Neurol, 1967. **9**(4): p. 373-90.
21. Potacs, *Grundzüge der Vojta-Therapie*, in *Eine Kurzfassung der neuronalen Rehabilitation*. 1995, Karl F. Haug Verlag: Heidelberg.
22. G. Gross-Selbeck, D.K., E.Boltshauser, G.Göhlich-Ratmann, J.Pietz , H-G. Schlack, *Wie wirksam ist die Physiotherapie auf neurophysiologischer Grundlage*, in *Kinderärztliche Praxis*, Kirchheim-Verlag, Editor. 2007: Mainz. p. 41 - 45.
23. Barry, M.J., *Physical therapy interventions for patients with movement disorders due to cerebral palsy*. J Child Neurol, 1996. **11 Suppl 1**: p. S51-60.
24. H.Thom, *Die infantilen Zerebralpareisen Diagnose-Therapie-Rehabilitation- Prophylaxe*. second ed, ed. H. Thom. 1982, Stuttgart: Thieme Verlag. 517.
25. Berweck, S., et al., *Sonography-guided injection of botulinum toxin in children with cerebral palsy*. Lancet, 2004. **363**(9404): p. 249-50.
26. Molenaers, G., et al., *Single event multilevel botulinum toxin type A treatment and surgery: similarities and differences*. Eur J Neurol, 2001. **8 Suppl 5**: p. 88-97.
27. Berweck, S. and F. Heinen, *[Botulinum toxin--interventional neuropaediatrics in spastic movement disorders in childhood]*. Kinderkrankenschwester, 2003. **22**(3): p. 95-100.
28. Debrunner, A.M., *Neuroorthopädie*, in *Orthopädie, orthopädische Chirurgie*. 2002, Hans Huber Verlag: Bern. p. 529-562 , 922 - 1018.

29. Vizkelety, T., *Das Knie bei einer zerebralen Lähmung*, in *Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie (Oberschenkel & Knie)*, P.D.m.J. Duparc, Editor. 2005, Urban & Fischer: München. p. 363 - 368.
30. Pschyrembel, *Orthese, Definition* 2001, de Gruyter Berlin. p. 1218.
31. P.Vieregge , B.C., *Gangstörungen*, in *Bewegungsstörungen*, B.C. Andres Ceballos-Baumann, Editor. 2005, Georg Thieme Verlag: Stuttgart. p. 308-317.
32. Sinkjaer, T., et al., *Major role for sensory feedback in soleus EMG activity in the stance phase of walking in man*. J Physiol, 2000. **523 Pt 3**: p. 817-27.
33. Faist, M., V. Dietz, and E. Pierrot-Deseilligny, *Modulation, probably presynaptic in origin, of monosynaptic Ia excitation during human gait*. Exp Brain Res, 1996. **109(3)**: p. 441-9.
34. Faist, M., et al., *In humans Ib facilitation depends on locomotion while suppression of Ib inhibition requires loading*. Brain Res, 2006. **1076(1)**: p. 87-92.
35. Dickinson, P.S., *Neuromodulation of central pattern generators in invertebrates and vertebrates*. Curr Opin Neurobiol, 2006. **16(6)**: p. 604-14.
36. Capaday, C., *The special nature of human walking and its neural control*. Trends Neurosci, 2002. **25(7)**: p. 370-6.
37. Kerrigan, D.C., J. Gronley, and J. Perry, *Stiff-legged gait in spastic paresis. A study of quadriceps and hamstrings muscle activity*. Am J Phys Med Rehabil, 1991. **70(6)**: p. 294-300.
38. Grillner, S., *Control of Locomotion in bipeds, tetrapods and fish*, in *Handbook of Physiology, the nervous system*. 1981, American Physiological Society: Washington. p. 1179 - 1235.
39. Taub, E., S.J. Ellman, and A.J. Berman, *Deafferentation in monkeys: effect on conditioned grasp response*. Science, 1966. **151(710)**: p. 593-4.
40. Hesse, S., *Locomotor therapy in neurorehabilitation*. NeuroRehabilitation, 2001. **16(3)**: p. 133-9.
41. Edgerton, V.R., et al., *Use-dependent plasticity in spinal stepping and standing*. Adv Neurol, 1997. **72**: p. 233-47.
42. Dietz, V. and S.J. Harkema, *Locomotor activity in spinal cord-injured persons*. J Appl Physiol, 2004. **96(5)**: p. 1954-60.

43. Tabary, J.C., et al., *Experimental rapid sarcomere loss with concomitant hypoextensibility*. Muscle Nerve, 1981. **4**(3): p. 198-203.
44. Dodd, K.J. and S. Foley, *Partial body-weight-supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: a clinical controlled trial*. Dev Med Child Neurol, 2007. **49**(2): p. 101-5.
45. Harkema, S.J., et al., *Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping*. J Neurophysiol, 1997. **77**(2): p. 797-811.
46. Wirz, M., et al., *Effectiveness of automated locomotor training in patients with chronic incomplete spinal cord injury: a multicenter trial*. Arch Phys Med Rehabil, 2005. **86**(4): p. 672-80.
47. Dianne J. Russell, P.L.R., Lisa M. Avery, Mary Lane, ed. *GMFM und GMFCS Messung und Klassifikation motorischer Funktionen*. Vol. 1. 2006, Verlag Hans Huber: Stuttgart. 124.
48. Nordmark, E., G. Hagglund, and G.B. Jarnlo, *Reliability of the gross motor function measure in cerebral palsy*. Scand J Rehabil Med, 1997. **29**(1): p. 25-8.
49. Russell, D.J., et al., *Improved scaling of the gross motor function measure for children with cerebral palsy: evidence of reliability and validity*. Phys Ther, 2000. **80**(9): p. 873-85.
50. Avery, L.M., et al., *Rasch analysis of the Gross Motor Function Measure: validating the assumptions of the Rasch model to create an interval-level measure*. Arch Phys Med Rehabil, 2003. **84**(5): p. 697-705.
51. Wood, E. and P. Rosenbaum, *The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time*. Dev Med Child Neurol, 2000. **42**(5): p. 292-6.
52. van Hedel, H.J., M. Wirz, and V. Dietz, *Assessing walking ability in subjects with spinal cord injury: validity and reliability of 3 walking tests*. Arch Phys Med Rehabil, 2005. **86**(2): p. 190-6.
53. Li, A.M., et al., *The six-minute walk test in healthy children: reliability and validity*. Eur Respir J, 2005. **25**(6): p. 1057-60.
54. Harada, N.D., V. Chiu, and A.L. Stewart, *Mobility-related function in older adults: assessment with a 6-minute walk test*. Arch Phys Med Rehabil, 1999. **80**(7): p. 837-41.
55. van Hedel, H.J., M. Wirz, and A. Curt, *Improving walking assessment in subjects with an incomplete spinal cord injury: responsiveness*. Spinal Cord, 2006. **44**(6): p. 352-6.

56. Cherng, R.J., et al., *Effect of treadmill training with body weight support on gait and gross motor function in children with spastic cerebral palsy*. Am J Phys Med Rehabil, 2007. **86**(7): p. 548-55.
57. Schindl, M.R., et al., *Treadmill training with partial body weight support in nonambulatory patients with cerebral palsy*. Arch Phys Med Rehabil, 2000. **81**(3): p. 301-6.
58. Husemann, B., et al., *Effects of locomotion training with assistance of a robot-driven gait orthosis in hemiparetic patients after stroke: a randomized controlled pilot study*. Stroke, 2007. **38**(2): p. 349-54.
59. Lünenburger, L.C.G., Riener, Robert; Dietz, Volker, *Clinical assessments performed during robotic rehabilitation by the gait training robot Lokomat*, in *Proceedings of the 2005 IEEE*. 2005, 9th International Conference on Rehabilitation Robotics: Chicago-USA.
60. Barbeau, H. and S. Rossignol, *Recovery of locomotion after chronic spinalization in the adult cat*. Brain Res, 1987. **412**(1): p. 84-95.
61. Wickelgren, I., *Teaching the spinal cord to walk*. Science, 1998. **279**(5349): p. 319-21.
62. Lotze, M., et al., *Motor learning elicited by voluntary drive*. Brain, 2003. **126**(Pt 4): p. 866-72.
63. Day, S.M., et al., *Change in ambulatory ability of adolescents and young adults with cerebral palsy*. Dev Med Child Neurol, 2007. **49**(9): p. 647-53.
64. Harris, K. and D. Reid, *The influence of virtual reality play on children's motivation*. Can J Occup Ther, 2005. **72**(1): p. 21-9.
65. Lunenburger, L., G. Colombo, and R. Riener, *Biofeedback for robotic gait rehabilitation*. J Neuroeng Rehabil, 2007. **4**: p. 1.

6 Danksagung

Ich möchte mich bei Prof. Reinhardt (Dekan und Klinischer Direktor des Dr. von Haunerschen Kinderspitals) bedanken für die Möglichkeit an dem von Haunerschen Kinderspital zu promovieren und die Bereitstellung des benötigten Raumes.

Ebenfalls danken möchte ich Prof. Dr. med. Florian Heinen (Leiter der Neuropädiatrie des Dr. von Haunerschen Kinderspitals) für die Überlassung des Themas sowie die vermittelte Begeisterung dafür.

Danke Dr. med. Ingo Borggräfe, (Assistenzarzt Neuropädiatrie) nicht nur das Projektes an sich, das mich vom ersten Moment an begeistert hat, sondern auch Du als Betreuer waren ein Grund für mich diese Dr. Arbeit zu machen. Ich danke Dir für Deine konstruktive Kritik und Unterstützung.

Danke Jan Schäfer!!! (Kinder- Physiotherapeut)

Ohne Deine Unterstützung und Hilfe wäre dieses Projekt nicht möglich gewesen und hätte mir bei weitem nicht soviel Freude gemacht. So vieles habe ich durch Dich gelernt, was mich ein Leben lang begleiten wird und gar nicht alles in ein paar Zeilen Raum findet, begonnen mit der Einführung in den Umgang mit dem Lokomat®, über die Fähigkeit Evaluationsmechanismen wie z. B. den GMFM nicht nur theoretisch zu begreifen, sondern auch spielerisch umzusetzen bis hin zum geduldigen und professionellen Umgang mit Betroffenen und den dazu gehörigen Eltern. (Geduld kann man vielleicht nicht so einfach lernen und von Deiner Ruhe bin ich sicherlich noch meilenweit entfernt, aber ich denke einen Anfang habe ich mir von Dir abgeschaut ☺).

Danke Kathrin Träxler,

für die gesamte Koordination der Trainingsblöcke, Deine Organisation und köstliche Verpflegung zu den verschiedensten Anlässen und die Kontaktpflege zu den Eltern. Danke für Deine liebevolle Art und so manches aufbauende Gespräch, Dein Weggang ist definitiv ein Verlust für dieses Projekt.

Danke Jens Böhmer,

für all Deine, manchmal schmerzhaft, aber meist treffende und konstruktive Kritik.

Last but not least möchte ich allen Kindern und Jugendlichen sowie ihren Eltern für das Mitwirken in dieser Studie danken, es hat mir großen Spaß gemacht und ich habe viel Persönliches aus der Arbeit mit euch/Ihnen gelernt, nicht zuletzt, was Alltag und Familienleben mit einer Behinderung wirklich bedeuten.

ANITA KUMAR

Kazmaistrasse 62 | D-80339 München | Deutschland
H: +49 (0)89 51 26 22 25 | M: +49 (0)177 7557145 | E: anitakumar535@gmail.com

* 12.04.1982 in Filderstadt



1. BILDUNGSWEG :

2002-2008	Ludwig-Maximilians-Universität München <i>Studium der Humanmedizin</i> <ul style="list-style-type: none">• April 2008 Staatsexamen (Gesamtnote 2,0)
1998-2001	Kolleg St. Blasien (staatlich anerkanntes Gymnasium mit Internat) <ul style="list-style-type: none">• Juni 2001: Abitur• Leistungskurse: Deutsch & Geschichte
1992-1998	Otto von Taube Gymnasium Gauting

2. KLINISCH- PRAKTISCHE ERFAHRUNGEN:

08.10.2007- 31.12.2007	Asklepios Fachklinik Gauting <i>Fachrichtung Pneumologie</i> <ul style="list-style-type: none">• Praktisches Jahr
18.06.2007- 07.10.2007	von Haunersches Kinderspital München <i>Fachrichtung Kinderchirurgie</i> <ul style="list-style-type: none">• Praktisches Jahr
24.04.2007- 17.06.2007	JUSH Jimma University Specialized Hospital (Äthiopien) <i>Fachrichtung Pädiatrie</i> <ul style="list-style-type: none">• Praktisches Jahr
26.02.2007- 23.04.2007	Klinikum Starnberg <i>Fachrichtung Pädiatrie</i> <ul style="list-style-type: none">• Praktisches Jahr
Oktober 2005- März 2007	Medical Economic Research Group (MERG) <i>Werkstudent in einer Medizinisch-ökonomischen Beratung</i> <ul style="list-style-type: none">• Schwerpunkt Studienplanung und Durchführung
18.09.2006- 03.10.2006	Universitätsklinik München <i>Fachrichtung Chirurgie</i> <ul style="list-style-type: none">• Famula
05.09.2005- 19.09.2005	Universitätsklinik München <i>Fachrichtung Chirurgie</i> <ul style="list-style-type: none">• Famula
16.02.2005- 18.03.2005	Gregorio Marañon, Universitätsklinik Madrid <i>Fachrichtung Pädiatrie</i> <ul style="list-style-type: none">• Famula
17.09.2004- 7.10.2004	Universitätsfrauenklinik München <i>Fachrichtung Gynäkologie</i> <ul style="list-style-type: none">• Famula
November & Dezember 2001	Wohlfahrtsklinik Gräfelfing <ul style="list-style-type: none">• Pflegepraktikum

ANITA KUMAR

Kazmaistrasse 62 | D-80339 München | Deutschland

H: +49 (0)89 51 26 22 25 | M: +49 (0)177 7557145 | E: anitakumar535@gmail.com

3. DOKTORARBEIT UND VERÖFFENTLICHUNGEN

Mai 2006 –
Juli 2008

Doktorarbeit in der Neuropädiatrischen Abteilung des von Haunerschen Kinderspitals München

Thema: „Effektivität und Sicherheit der Roboter-gestützten Gangorthese Lokomat® bei Kindern und Jugendlichen mit cerebralen Gangstörungen“

- Doktorvater Prof. Dr. med. Florian Heinen

2008

Borggraefe I, Meyer-Heim A, Kumar A, Schaefer JS, Berweck S, Heinen F.
„Improved gait parameters after robotic-assisted locomotor treadmill therapy in a 6-year-old child with cerebral palsy.“

- Mov Disord. 2008 Jan 30;23(2):280-3.

2007

**I.Borggräfe · A.Kumar · J.-S.Schäfer S.Berweck A.Meyer-Heim
A.Hufschmidt F.Heinen**

„Roboter-gestützte Laufband-therapie für Kinder mit zentralen Gangstörungen“

- Monatsschr Kinderheilkd 2007 · 155:529–534

4. DIVERSES:

Sprachen

Deutsch (Muttersprache), **Englisch** (fließend), **Spanisch** (Grundkenntnisse), **Französisch** (Grundkenntnisse).

Computer

Office applications.

Aktivitäten

- Freiwillige Mitarbeit in einem Zentrum der Malteser für Behinderte im Libanon (Juli & August 2003)
- Mitglied der “Vinzenzkonferenz” (1999-2001).
- Freiwillige Mitarbeit im Behindertenverein “ Unser Club” (1997-1998).
- Aktives Mitglied im Schul-Sanitätsdienst (1995-1998).
- Organisation und Mitarbeit verschiedener Kinder-Ferienlager der Ev. Jugend(1995-1998).
- Leitung und Organisation verschiedener internatsinterner Aktivitäten (Schülercafe, Foto-AG, Schwimmteam usw.)(1999-2001).